

VŠB – TECHNICKÁ UNIVERZITA OSTRAVA  
FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A INFORMATIKY  
KATEDRA KYBERNETIKY A BIOMEDICÍNSKEHO INŽINIERSTVA

**Realizácia merania na ultrazvukovom  
terapeutickom prístroji – laboratórna úloha  
Measurement on Ultrasound Therapy Device –  
laboratory task**

## Zadání diplomové práce

Student:

**Bc. Klára Balážová**

Studijní program:

N2649 Elektrotechnika

Studijní obor:

3901T009 Biomedicínské inženýrství

Téma:

Realizace měření na ultrazvukovém terapeutickém přístroji  
- laboratorní úloha

Measurement on Ultrasound Therapy Device - Laboratory Task

Jazyk vypracování:

čeština

Zásady pro vypracování:

1. Seznámení se s účinky ultrazvukového vlnění na lidský organismus.
2. Seznámení se s principem a činností UZV terapeutického přístroje.
3. Návrh a realizace měření a ověření účinků UZV na lidskou tkáň.
4. Provedení měření a testů za účelem kvantifikace měřených výsledků.
5. Zhodnocení výsledků.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] PENHAKER, Marek a Martin AUGUSTYNEK. *Zdravotnické elektrické přístroje 2*. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2013. ISBN 978-80-248-3108-4.
- [2] AUGUSTYNEK, Martin, Ondřej ADAMEC a Marek PENHAKER. *Přístrojová zdravotnická technika I*. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2010. ISBN 978-80-248-2364-5.
- [3] AUGUSTYNEK, Martin, Ondřej ADAMEC, Martin ČERNÝ a Marek PENHAKER. *Přístrojová zdravotnická technika II: učební texty*. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2011. ISBN 978-80-248-2446-8.
- [4] BRONZINO, Joseph D, ed. *The biomedical engineering handbook*. Boca Raton: CRC Press, c1995. ISBN 0-8493-8346-3.

Formální náležitosti a rozsah diplomové práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí diplomové práce: **doc. Ing. Marek Penhaker, Ph.D.**

Datum zadání: 01.09.2018

Datum odevzdání: 30.04.2019

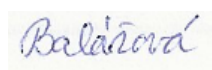
doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.  
vedoucí katedry



prof. Ing. Pavel Brandštetter, CSc.  
děkan fakulty

*„Prehlasujem, že som túto diplomovú prácu vypracovala samostatne. Uviedla som všetky literárne  
pramene a publikácie, z ktorých som čerpala.“*

V Ostrave dňa 30.4.2019

A handwritten signature in blue ink, appearing to read "Balážová", is placed on a light yellow rectangular background.

---

podpis

## Pod'akovanie

Veľká vďaka patrí vedúcemu diplomovej práce prof. Ing. Markovi Penhakerovi, Ph.D., za odbornú pomoc, ústretový prístup, podporu a povzbudivé slová. Chcela by som poďakovať aj Mgr. Jaromírovi Vachutkovi, Ph.D., za pomoc pri meraní ultrazvukového poľa a odborné rady.

## **Abstrakt**

Cieľom práce bolo overiť účinky ultrazvuku na ľudské tkanivo a v rámci laboratórnej úlohy priblížiť študentom funkciu a prácu terapeutického ultrazvukového prístroja. Ultrazvukové pole bolo merané v testovacej vani Precision Acoustics pomocou ihlového hydrofónu. Pri rovnakých parametroch terapeutického prístroja sme merali ultrazvukové pole pomocou termovíznej kamery FLIR E50. Porovnávali sme generované ultrazvukové polia a ich účinok na ľudské tkanivo.

**Kľúčové slová:** ultrazvuková terapia, agarový fantóm, účinky ultrazvuku.

## **Abstract**

The aim of the work was to verify the effects of ultrasound on human tissue and to explain the function and work of a therapeutic ultrasound device to students in the laboratory task. The ultrasound field was measured in a test tub Precision Acoustics using a needle hydrophone. With the same parameters of the therapeutic ultrasound device, we measured the ultrasound field using a thermal imaging camera. We compared the generated ultrasound fields and their effects on human tissue.

**Key words:** ultrasound therapy, agar phantom, effects of ultrasound.

# Obsah

<b>Zoznam skratiek.....</b>	<b>8</b>
<b>Zoznam symbolov.....</b>	<b>9</b>
<b>Zoznam obrázkov.....</b>	<b>11</b>
<b>Zoznam tabuliek.....</b>	<b>14</b>
<b>1 Úvod .....</b>	<b>15</b>
<b>2 Ultrazvuk .....</b>	<b>16</b>
2.1 Fyzikálny princíp .....	16
2.1.1 Mechanický generátor.....	16
2.1.2 Magnetostrikčný generátor .....	17
2.1.3 Piezoelektrické generátory.....	17
2.1.4 Rýchlosť šírenia ultrazvukového vlnenia v biologickom tkanive.....	17
2.1.5 Akustická impedancia.....	18
2.2 Ultrazvukové pole kruhového meniča .....	18
2.2.1 Blízke pole (Fresnelova oblasť).....	19
2.2.2 Vzdialené pole (Fraunhoferova oblasť) .....	20
2.3 Účinky ultrazvukového vlnenia .....	21
2.3.1 Kavitácia .....	23
2.3.2 Tepelné účinky.....	23
2.3.3 Mechanické účinky .....	23
2.3.4 Biologické účinky .....	23
2.4 Riziká použitia ultrazvuku .....	24
2.5 Využitie ultrazvuku.....	24
<b>3 Ultrazvukový terapeutický prístroj.....</b>	<b>25</b>
3.1 Fyziologický základ terapeutického ultrazvuku .....	25
3.1.1 Teplo .....	25
3.1.2 Netepelné účinky .....	25
3.2 Princíp činnosti .....	26
3.3 Spôsob aplikácie .....	27
3.4 Využitie.....	28
3.5 Typy ultrazvukových terapeutických prístrojov používaných v školských laboratóriách...	29
<b>4 Návrh merania pre overenie účinkov ultrazvuku na ľudské tkanivo.....</b>	<b>31</b>
<b>5 Vyžarovacia charakteristika ultrazvukovej hlavice .....</b>	<b>32</b>
5.1 Meranie na váhach radiačných síl.....	32
5.2 Meranie ultrazvukového poľa pomocou hydrofónu .....	35
5.2.1 Meranie ultrazvukového poľa ultrazvukovej hlavice prístroja UltraMARP D79.....	37
5.2.2 Výpočet efektívnej radiačnej plochy ( $A_{ER}$ ) a nehomogenita zväzku ( $R_{BN}$ ) ultrazvukovej terapeutickej hlavice .....	45

<b>6</b>	<b>Meranie účinku ultrazvuku na ľudské tkanivo .....</b>	<b>48</b>
6.1	Agarový fantóm .....	48
6.2	Termovízna kamera .....	48
6.3	Meranie tepelných účinkov.....	50
<b>7</b>	<b>Zhodnotenie výsledkov .....</b>	<b>55</b>
<b>8</b>	<b>Terapeutický ultrazvuk – laboratórna úloha .....</b>	<b>57</b>
8.1	Cieľ úlohy .....	57
8.2	Zadanie .....	57
8.3	Predpokladané znalosti .....	57
8.4	Použité vybavenie .....	57
8.5	Teoretický rozbor.....	58
8.5.1	Ultrazvuk .....	58
8.5.2	Ultrazukové pole kruhového meniča .....	58
8.5.3	Tepelné účinky.....	59
8.5.4	Princíp činnosti .....	60
8.5.5	Spôsob aplikácie .....	61
8.5.6	Ultrazukové terapeutické prístroje používané v laboratóriu .....	62
8.5.7	Termovízna kamera FLIR E50 .....	63
8.6	Pracovný postup.....	64
8.6.1	Postup k bodu č.1 zadania.....	64
8.6.2	Postup k bodu č.2 zadania.....	64
8.6.3	Postup k bodu č.3 zadania.....	65
8.6.4	Postup k bodu č.4 zadania.....	65
8.6.5	Postup k bodu č.5 zadania.....	65
8.6.6	Postup k bodu č.6 zadania.....	66
8.6.7	Postup k bodu č.7 zadania.....	67
8.7	Výsledky .....	67
8.8	Kontrolné otázky.....	68
<b>9</b>	<b>Záver .....</b>	<b>69</b>
	<b>Zoznam použitej literatúry.....</b>	<b>70</b>

## Zoznam skratiek

Skratka	Anglický význam	Slovenský význam
<b>A<sub>ER</sub></b>	Effective Radiating Area	Efektívna radiačná plocha
<b>BF</b>	-	Príložná časť
<b>CW</b>	Continous wave	Súvislá vlna
<b>HIFU</b>	High Intensity Focused Ultrasound	Vysokofrekvenčný fokusovaný ultrazvuk
<b>LCD</b>	Liquid crystal display	Monitor z tekutých kryštálov
<b>LED</b>	Light-emitting diode	Svietivá dióda
<b>PZT</b>	Plumbum-zirconate-titanate	Olovo-zirkonát-titanát
<b>R<sub>BN</sub></b>	Beam non-uniformity ratio	Nehomogenita zväzku
<b>UZ</b>	Ultrasound	Ultrazvuk
<b>UZV</b>	Ultrasonic waves	Ultrazvukové vlnenie
<b>WHO</b>	World Health Organization	Svetová zdravotnícka organizácia
<b>vf</b>	High-frequency	Vysokofrekvenčný



# Zoznam symbolov

Symbol	Jednotka	Význam symbolu
$C$	[J/K]	Tepelná kapacita
$I$	[W/cm <sup>2</sup> ]	Intenzita
$I_0$	[W/cm <sup>2</sup> ]	Počiatočná intenzita
$J_1$	[-]	Besselova funkcia prvého rádu
$K$	[kg/m.s <sup>2</sup> ]	Model objemovej pružnosti telesa
$L$	[m]	Dĺžka blízkeho poľa
$M(f)$	[-]	Citlivosť hydrofónu
$U$	[V]	Napätie
$U_N$	[-]	Úroveň šumu
$Z$	[N.s/m <sup>3</sup> ]	Akustická impedancia
$a$	[m]	Polomer
$c$	[m/s]	Rýchlosť svetla
$k$	[-]	Vlnové číslo
$p$	[Pa]	Akustický tlak
$pms_t$	[Pa]	Akustický tlak štvorca
$r$	[m]	Vzdialenosť od zdroja
$s$	[m]	Veľkosť kroku
$t$	[s]	Čas
$v$	[m/s]	Rýchlosť
$v_0$	[m/s]	Počiatočná rýchlosť
$z$	[m]	Vzdialenosť od meniča
$\rho$	[kg/m <sup>3</sup> ]	Hustota
$\xi$	[m]	Posun
$\theta$	[rad]	Uhol

<i>Symbol</i>	<b>Jednotka</b>	<b>Význam symbolu</b>
$\lambda$	[m/s]	Vlnová délka
$\mu$	[1/s]	Koeficient útlmu
$\omega$	[m/s]	Uhlová rychlost

---

# Zoznam obrázkov

Obr. 2.1: Interakcia ultrazvukovej vlny s prostredím. [4] .....	16
Obr. 2.2: Ultrazvukové pole kruhového meniča. [7].....	19
Obr. 2.3: Ultrazvukové pole kruhového meniča. [11].....	20
Obr. 2.4: Blízke a vzdialené pole. (a) Tvar diskového ultrazvukového zväzku. (b) Rezy v blízkom a vzdialenom poli a rozloženie ultrazvukovej energie. (c) Amplitúda tlaku ultrazvukového zväzku. [12] .....	20
Obr. 2.5: Uhlová závislosť vzdialeného poľa. [11].....	21
Obr. 2.6: Ohrev tkaniva ultrazvukom. [8] .....	23
Obr. 3.1: Rez ultrazvukovou hlavicou. [2].....	26
Obr. 3.2: Bloková schéma zapojenia terapeutického prístroja. [8] .....	27
Obr. 3.3: Terapeutický ultrazvukový prístroj UltraMARP D79 (vľavo) a UltraMARP D89. (vpravo). 29	
Obr. 3.4: Užívateľské rozhranie UltraMARP D79. [19] .....	30
Obr. 3.5: Užívateľské rozhranie UltraMARP D89.....	30
Obr. 5.1: Meranie vyžiarenej energie ultrazvukovou hlavicou na váh radiačných síl. ....	32
Obr. 5.2: Výkon vyžiarenej energie pre 1 MHz hlavicu terapeutického prístroja UltraMARP D79. ...	33
Obr. 5.3 Výkon vyžiarenej energie pre 1 MHz hlavicu terapeutického prístroja UltraMARP D79 s predpokladaným výkonom 2W. ....	33
Obr. 5.4: Výkon vyžiarenej energie pre 1 MHz hlavicu terapeutického prístroja UltraMARP D79 s postupným zvyšovaním výkonu podľa stupnice prístroja.....	34
Obr. 5.5: Výkon vyžiarenej energie pre 3 MHz hlavicu terapeutického prístroja UltraMARP D79. ....	34
Obr. 5.6 : Ponorenie 1 Mhz hlavice pri testovaní na radiačných váhach (vľavo) a graf nameraných výsledkov pri spustení prístroja UltraMARP D89 (vpravo).....	35
Obr. 5.7: Testovacia vaňa Precision Acoustics (Precision Acoustics Ltd, Veľká Británia) s príslušenstvom. ....	36
Obr. 5.8: Inštalácia aplikačnej hlavice v držiaku umiestnená oproti hydrofónu. ....	37
Obr. 5.9: Priebeh relatívnej úrovne intenzity ultrazvukového poľa v smere osi z. ....	37
Obr. 5.10: Relatívna úroveň intenzity ultrazvuku (vľavo) a priestorové rozloženie ultrazvukovej energie (vpravo) v bode vzdialenom 3 mm od čela ultrazvukovej hlavice v smere osi z. ....	38
Obr. 5.11: Pokles úrovne signálu (vľavo) a priestorové rozloženie ultrazvukovej energie (vpravo) v bode vzdialenom 3 mm od čela hlavice v smere osi z.....	38
Obr. 5.12: Relatívna úroveň intenzity ultrazvuku (vľavo) a priestorové rozloženie ultrazvukovej energie (vpravo) v bode absolútneho maxima.....	39
Obr. 5.13: Pokles úrovne signálu (vľavo) a priestorové rozloženie ultrazvukovej energie (vpravo) v bode absolútneho maxima. ....	39
Obr. 5.14: Relatívna úroveň intenzity ultrazvuku (vľavo) a priestorové rozloženie ultrazvukovej energie (vpravo) v bode posledného maxima.....	40
Obr. 5.15: Pokles úrovne signálu (vľavo) a priestorové rozloženie ultrazvukovej energie (vpravo) v bode posledného maxima. ....	40

Obr. 5.16: Rozloženie akustickej energie v osi x (modrá) a v osi y (červená) vo vzdialenosti 3 mm od čela hlavice v smere osi z. ....	41
Obr. 5.17: Pokles úrovne intenzity v osi x (modrá) a v osi y (červená) vo vzdialenosti 3 mm od čela hlavice v smere osi z. ....	41
Obr. 5.18: Rozloženie akustickej energie v osi x (modrá) a v osi y (červená) vo vzdialenosti 4 mm od čela hlavice v smere osi z. ....	42
Obr. 5.19: Pokles úrovne intenzity v osi x (modrá) a v osi y (červená) vo vzdialenosti 4 mm od čela hlavice v smere osi z. ....	42
Obr. 5.20: Rozloženie akustickej energie v osi x (modrá) a v osi y (červená) vo vzdialenosti 23 mm od čela hlavice v smere osi z. ....	43
Obr. 5.21: Pokles úrovne intenzity v osi x (modrá) a v osi y (červená) vo vzdialenosti 23 mm od čela hlavice v smere osi z. ....	43
Obr. 5.22: Rozloženie akustickej energie v osi x (modrá) a v osi y (červená) vo vzdialenosti 32 mm od čela hlavice v smere osi z. ....	44
Obr. 5.23: Pokles úrovne intenzity v osi x (modrá) a v osi y (červená) vo vzdialenosti 32 mm od čela hlavice v smere osi z. ....	44
Obr. 5.24: Rozloženie akustickej energie v osi x (modrá) a v osi y (červená) vo vzdialenosti 57 mm od čela hlavice v smere osi z. ....	45
Obr. 5.25: Pokles úrovne intenzity v osi x (modrá) a v osi y (červená) vo vzdialenosti 57 mm od čela hlavice v smere osi z. ....	45
Obr. 6.1: Užívateľské rozhranie termovíznej kamery FLIR E50. [23] .....	49
Obr. 6.2: Typy režimov snímania termovíznou kamerou FLIR E50: Multispektrálne dynamické snímame (vľavo hore), teplotné snímame (vpravo hore), obraz v obraze (vľavo dole) a digitálna snímka (vpravo dole). [23] .....	50
Obr. 6.3: Uloženie ultrazvukovej hlavice a agarového fantómu vo vodnom kúpeli. ....	51
Obr. 6.4: Rezačka agarového fantómu zložená z modifikovanej 3D tlačiarne a gitarovej struny. ....	51
Obr. 6.5: Rozloženie teploty agarového fantómu po ozvučovaní terapeutickým ultrazvukom s intenzitou 1 W/cm <sup>2</sup> po dobu 10 minút: povrchová snímka (vľavo hore), rez v 30 mm od čela hlavice v osi z (vpravo hore), rez v 60 mm od čela hlavice v smere osi z (vľavo dole) a rez 90 mm od čela hlavice v smere osi z (vpravo dole). ....	52
Obr. 6.6: Rozloženie teploty agarového fantómu po ozvučovaní terapeutickým ultrazvukom s intenzitou 3 W/cm <sup>2</sup> po dobu 15 minút: povrchová snímka (vľavo hore), rez v 10 mm od čela hlavice v osi z (vpravo hore), rez v 20 mm od čela hlavice v smere osi z (vľavo dole) a rez 30 mm od čela hlavice v smere osi z (vpravo dole). ....	53
Obr. 6.7: Termovízna snímka teplotného ohrevu ultrazvukovej hlavice po ozvučovaní agarového fantómu s intenzitou 3 W/cm <sup>2</sup> po dobu 15 minút. ....	53
Obr. 6.8: Priebeh teplotnej zmeny v závislosti od vzdialenosti od čela hlavice v smere osi z. ....	54
Obr. 6.9: Rozloženie teploty po ozvučovaní agarového fantómu s intenzitou 3 W/cm <sup>2</sup> po dobu 15 minút: 3 % agarový fantóm (vľavo) a 5 % agarový fantóm (vpravo). ....	54
Obr. 7.1: Porovnanie ultrazvukového poľa pri snímaní termokamerou na povrchu ozvučovaného agarového fantómu pri intenzite 1 W/cm <sup>2</sup> (vľavo) a meraní v testovacej vani Precision Acoustics vo vzdialenosti 3mm od čela hlavice v smere osi z pri rovnakej intenzite (vpravo). ....	55

Obr. 7.2: Porovnanie ultrazvukového poľa pri meraní termovíznou kamerou vo vzdialenosti 60 mm od čela hlavice v smere osi z ozvučovaného agarového fantómu pri intenzite 1 W/cm <sup>2</sup> (vľavo) a meraní v testovacej vani Precision Acoustics vo vzdialenosti 57 mm od čela hlavice v smere osi z pri rovnakej intenzite (vpravo). .....	56
Obr. 7.3: Porovnanie ultrazvukového poľa pri meraní termovíznou kamerou vo vzdialenosti 90 mm od čela hlavice v smere osi z ozvučovaného agarového fantómu pri intenzite 1 W/cm <sup>2</sup> (vľavo) a meraní v testovacej vani Precision Acoustics vo vzdialenosti 81 mm od čela hlavice v smere osi z pri rovnakej intenzite (vpravo). .....	56
Obr. 8.1: (a) Ultrazvukové pole kruhového meniča. (b) Rozloženie ultrazvukovej energie v rezov blízkeho a vzdialeného poľa. (c) Amplitúda tlaku ultrazvukového zväzku. ....	59
Obr. 8.2: Ohrev tkaniva ultrazvukom.....	60
Obr. 8.3: Rez ultrazvukovou hlavicou. ....	60
Obr. 8.4: Bloková schéma zapojenia terapeutického prístroja. ....	61
Obr. 8.5: Užívateľské rozhranie UltraMARP D79.....	62
Obr. 8.6: Užívateľské rozhranie UltraMARP D89.....	62
Obr. 8.7: Užívateľské rozhranie termovíznej kamery FLIR E50. ....	64
Obr. 8.8: Náčrt ultrazvukového paprsku. ....	65
Obr. 8.9: Ponorenie ultrazvukovej hlavice v nádobe na váhach. ....	65
Obr. 8.10: Závislosť hmotnosti vyžiarenej energie ultrazvukovou hlavicou na čase.....	66
Obr. 8.11: Umiestnenie hlavice a agarového fantómu vo vodnom kúpeli. ....	66

# Zoznam tabuliek

Tab. 2.1: Šírenie ultrazvuku v rôznych prostrediach. [9].....	17
Tab. 2.2: Hodnoty akustickej impedancie v rôznych materiáloch. [10].....	18
Tab. 3.1: Technická špecifikácia prístrojov UltraMARP D79 a UltraMARP D89. [18] [19].....	29
Tab. 4.1: Návrh hodnôt intenzity a času pôsobenia terapeutickým ultrazvukovým prístrojom. ....	31
Tab. 8.1: Merané hodnoty pre rôzne intenzity a dobu pôsobenia ultrazvukovým terapeutickým prístrojom. ....	67
Tab. 8.2: Merané hodnoty pre ultrazvukové hlavice s frekvenciou 1 a 3 MHz. ....	67

# 1 ÚVOD

Terapeutickým aplikáciám ultrazvuku predchádzalo využitie ultrazvuku pre diagnostiku. Zistilo sa však, že ultrazvuk môže vyvolať rad biologických účinkov v závislosti od použitých úrovní expozície. Pri nízkych hladinách sa môžu vytvoriť priaznivé (reverzibilné) bunkové účinky, zatiaľ čo pri vysokých intenzitách nastáva okamžitá bunková smrť. Nízkoenergetické aplikácie sa využívajú na fyzioterapiu, nápravu zlomenín, sonoforézu, génovú terapiu,... Použitie ultrazvuku s vysokým výkonom sa využíva pri fokusovaných ultrazvukových aplikáciách.

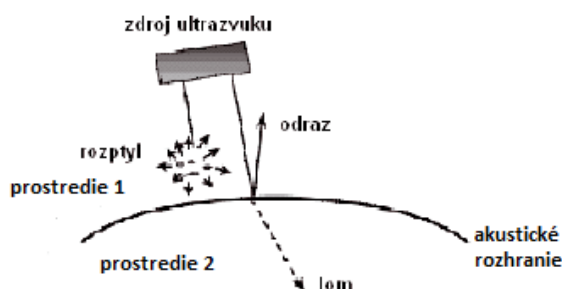
Pri aplikácii ultrazvukovej terapie je dôležité poznať účinky ultrazvukových terapeutických prístrojov. V práci sa budeme zaoberať účinkami terapeutického ultrazvuku na ľudské tkanivo. Pokúsime sa priblížiť tepelné účinky terapeutického ultrazvuku na modely tkaniva. Vieme, že pri ultrazvukovej terapii primárne dochádza k zahrievaniu ľudského tkaniva. Teplotnú zmenu dokážeme zobrazit' vďaka termovízii. Pomocou termovíznej kamery nasnímame ohrev modelu tkaniva zhotoveného z agarového fantómu. Zistíme parametre ultrazvukového poľa, ktoré budeme porovnávať s parametrami získanými priamou metódou prostredníctvom ihlového hydrofónu. Cieľom práce je overiť účinky ultrazvuku na ľudské tkanivo počas ultrazvukovej terapie.

## 2 ULTRAZVUK

Ultrazvuk je mechanické vlnenie s frekvenciou vyššou ako horná hranica ľudského sluchu (nad 20 kHz). Má malú vlnovú dĺžku, čo umožňuje sústrediť celú energiu v požadovanom smere. [1] Najlepšie sa šíri v tuhých látkach. Rýchlosť šírenia ultrazvuku v ľudskom tele je asi 1550 m/s. Šírenie ultrazvuku vo vzduchu je veľmi slabé. Vlnový odpor je parameter, ktorý určuje použitie ultrazvuku. Je daný súčinom hustoty tkaniva a rýchlosťou šírenia. Kosti majú vlnový odpor veľký a pľúca naopak malý. [2]

### 2.1 FYZIKÁLNY PRINCÍP

Z hľadiska šírenia ultrazvukovej energie je ľudský organizmus nehomogénnym a vrstevnatým prostredím. Každý orgán a tkanivo má vlastnú akustickú impedanciu. [3] Na rozhraní týchto tkanív a orgánov (akustickom rozhraní) dochádza k odrazu a lomu (obr. 2.1). Ak ultrazuková vlna prechádza z prostredia akusticky hustejšieho do prostredia akusticky redšieho dochádza k lomu ku kolmici. Na štruktúrach, ktorých veľkosť je menšia než vlnová dĺžka dopadajúceho akustického vlnenia, nastáva Rayleighov rozptyl. V dôsledku interferencie rôznosmerných odrazov sa tieto drobné štruktúry zobrazia ako väčší obraz (škvrna – speckle). Zároveň dochádza k útlmu ultrazvukovej vlny, ktorý má dve zložky: absorpciu akustickej energie a rozptyl. V niektorých prípadoch môže dôjsť k difrakcii (ohybu), čo vedie k vzniku obrazových artefaktov. [4]



Obr. 2.1: Interakcia ultrazvukovej vlny s prostredím. [4]

V prostredí sa ultrazvuk šíri ako vlnenie, ktoré podľa smeru kmitania častíc rozdeľujeme na:

- pozdlžne vlnenie – častice sa pohybujú v smere šírenia vlnenia (v mäkkých tkanivách a tekutinách ľudského tela),
- priečne vlnenie – častice kmitajú kolmo na smer šírenia vlnenia (v kostiach). [4]

Ultrazvukové pole môže byť budené mechanickými, magnetostrikčnými alebo piezoelektrickými generátormi. [5]

#### 2.1.1 Mechanický generátor

Princíp spočíva v rotácii excentrickej súčiastky a jej periodického mechanického pôsobenia na ďalšie časti ultrazvukovej hlavice. Pri opakovanej kolízii vznikajú akustické vlny. Ich frekvencia je totožná s frekvenciou rotácie excentrickej súčiastky. Mechanický generátor má skôr historický význam, používal sa na špeciálne píšťaly a sirény. [6]



### 2.1.2 Magnetostrikčný generátor

Magnetostrikčné meniče fungujú na základe magnetostrikcie. Je to schopnosť niektorých feromagnetických materiálov meniť rozmery pod vplyvom magnetického poľa alebo naopak pri deformácii vykazovať magnetizáciu. Pomocou nich generujeme ultrazvuk s frekvenciou do 60 kHz. Maximálna frekvencia je obmedzená predovšetkým tým, že s rastúcou frekvenciou rastie aj impedancia budiacej cievky. [5] Využívajú sa v zubnom lekárstve pri odstraňovaní zubného kameňa a kazu.

### 2.1.3 Piezoelektrické generátory

Podstatou piezoelektrických generátorov je piezoelektrický jav. Je to jav, pri ktorom mechanickou deformáciou v kryštalických dielektrikách vzniká elektrický náboj. Zjednodušene povedané, piezoelektrický materiál premieňa tlak na elektrické pole a naopak. Oscilujúce vysokofrekvenčné napätie aplikované na piezoelektrický materiál vytvára zvukové vlny na rovnakej frekvencii. Funguje to aj spätne, oscilujúci tlak aplikovaný na piezoelektrický materiál vytvára oscilujúce napätie. Meranie vzniknutého napätia nám poskytuje spôsob zaznamenávania ultrazvukových vln. Toto je dôvod prečo jeden piezoelektrický materiál slúži ako zdroj aj detektor. Využívajú sa pre diagnostické aj terapeutické účely. V medicínskych snímačoch sa najčastejšie využíva PZT (olovo-zirkonát-titanát). [7]

### 2.1.4 Rýchlosť šírenia ultrazvukového vlnenia v biologickom tkanive

Ultrazvuk sa šíri rovnako ako zvuk. Jeho rýchlosť je rovná rýchlosti zvuku. Rýchlosť šírenia ultrazvukového vlnenia v prostredí je dôležitou fyzikálnou veličinou, ktorá závisí od fyzikálnych vlastností a teploty prostredia, ktorým sa vlna šíri. Rýchlosť vlnenia je v kvapalnom a plynnom prostredí definovaná vzťahom:

$$v = \sqrt{\frac{K}{\rho}}, \quad (2.1)$$

kde  $v$  je rýchlosť vlnenia,  $\rho$  je hustota prostredia a  $K$  predstavuje model objemovej pružnosti prostredia. [8] Pevné látky sa vyznačujú väčšou súdržnosťou elementárnych častíc než kvapaliny alebo plyny. V pevných látkach sa šíria vlny pozdĺžne, priečne a povrchovo. A preto v pevných látkach definujeme pozdĺžne, priečne a povrchové vlnenie. Rýchlosť šírenia ultrazvuku v rôznych prostrediach je uvedená v tab. 2.1. [9]

Tab. 2.1: Šírenie ultrazvuku v rôznych prostrediach. [9]

Prostredie	Rýchlosť [ $m \cdot s^{-1}$ ]
Vzduch	340
Voda	1500
Tukové tkanivo	1450
Mäkké tkanivo	1540

Prostredie	Rýchlosť [ $m \cdot s^{-1}$ ]
Krv	1580
Kostné tkanivo	4080

### 2.1.5 Akustická impedancia

Významnou fyzikálnou veličinou je akustický odpor - akustická impedancia prostredia:

$$Z = \rho \times v, \quad (2.2)$$

kde  $z$  je akustická impedancia prostredia,  $\rho$  je hustota prostredia a  $v$  rýchlosť šírenia ultrazvukového vlnenia. Tab. 2.2 nám ukazuje hodnoty akustickej impedancie podobných typov ľudského tkaniva, vzduchu a vody. Akustická impedancia mäkkých tkanív ľudského tela je veľmi podobná. Vzduch má nízku hustotu a malú pevnosť, preto je akustická impedancia veľmi malá. Naopak kosť má veľkú hustotu, a preto je akustická impedancia vyššia.

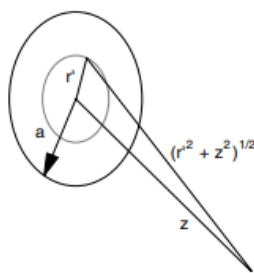
Tab. 2.2: Hodnoty akustickej impedancie v rôznych materiáloch. [10]

Materiál	Akustická impedancia
Pečeň	$1,64 - 1,68 \times 10^6$
Obličky	$1,62 \times 10^6$
Krv	$1,62 \times 10^6$
Tuk	$1,35 \times 10^6$
Voda	$1,48 \times 10^6$
Vzduch	430
Kosť	$3,75 - 7,38 \times 10^6$

## 2.2 ULTRAZVUKOVÉ POLE KRUHOVÉHO MENIČA

Vlastnosti ultrazvukového poľa sú predovšetkým dané tvarom meniča a pomerom jeho charakteristického rozmeru (napr. priemeru) k vlnovej dĺžke ultrazvuku v prostredí, do ktorého vyžaruje. Ak sú rozmery meniča malé voči vlnovej dĺžke ultrazvuku, môžeme zdroj považovať za bodový a výsledná plocha meniča bude kruhová.

Budeme uvažovať o vlastnostiach ultrazvukového poľa vyžarovaného kruhovým meničom s plochou o polomere  $a$ , ktorá osciluje v kvapaline. Budeme vychádzať zo skutočnosti, že snímač je umiestnený v držiaku, a preto žiarenie prichádza len z jednej strany. Menič je orientovaný tak, že os symetrie leží v osi  $z$  a predná stena budiaca ultrazvukové pole pretína os  $z$  v bode  $z = 0$  (obr. 2.2). Ultrazvukové pole budené meničom môžeme rozdeliť na tzv. blízke a vzdialené pole. [7]



Obr. 2.2: Ultrazvukové pole kruhového meniča. [7]

### 2.2.1 Blízke pole (Fresnelova oblasť)

Blízke pole je oveľa zložitejšie a výslednú intenzitu môžeme vyjadriť na osi  $z$ . Posunutie čela snímača  $\xi$  je rovnaké ako posunutie kvapaliny, ktorá je v kontakte s meničom. Celá plocha meniča (a tým pádom aj kvapalina pred ním) kmitá s rýchlosťou

$$\frac{d\xi}{dt} = v_0 \cos \omega t. \quad (2.3)$$

Každý bod meniča je elementárnym zdrojom vlnenia a vytvára vlnoplochu v tvare polkruhu. Amplitúda jednotlivých polkruhových vln klesá ako  $1/r$ , intenzita klesá ako  $1/r^2$  ( $r$  je vzdialenosť od zdroja). Akustický tlak je úmerný rýchlosti kmitania častíc. Výsledný akustický tlak určitého bodu nachádzajúceho sa pred meničom dostaneme súčtom akustického tlaku elementárnych zdrojov meniča. Súmáciu môžeme použiť len na osi  $z$ , kde vieme sčítať miesto príspevkov od jednotlivých bodov na kruhových prstencoch, ktorých polomer má hodnotu od  $0$  po  $a$  (obr. 2.2). V čase  $t$  je fáza vlny vo vzdialenosti  $r$  od elementárneho zdroja rovnaká ako fáza vlny opúšťajúca kruhový prstenec  $r' dr'$  v čase  $t-r/c$ . Výsledný akustický tlak tak vieme vypočítať podľa integrálu:

$$p \propto 2\pi \cdot \int_0^a \frac{\cos \left[ \omega \left( t - \frac{r}{c} \right) \right]}{r} r' dr'. \quad (2.4)$$

Pomocou zmeny premenných vieme integrál pomere ľahko vyhodnotiť.

$$p \propto 2\pi \cdot \int_{r=z}^{r=\sqrt{a^2+z^2}} \frac{\cos \left[ \omega \left( t - \frac{r}{c} \right) \right]}{r} r dr \quad (2.5)$$

$$= \frac{2\pi}{k} \left[ \sin \left[ \omega \left( t - \frac{1}{c} \sqrt{a^2 + z^2} \right) \right] - \sin \left[ \omega \left( t - \frac{z}{c} \right) \right] \right]. \quad (2.6)$$

Intenzitu ultrazvukového vlnenia určíme zo vzťahu:

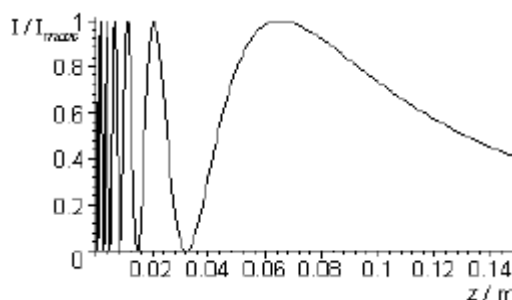
$$I = \frac{1}{T} \int_0^T \frac{p^2}{\rho c} dt. \quad (2.7)$$

Intenzita vo vzdialenosti  $z$  od meniča je úmerná výrazu

$$I \propto \sin^2 \left[ \frac{\omega}{2c} \left( z - \sqrt{a^2 + z^2} \right) \right]. \quad (2.8)$$

Na

obr. 2.3 vidíme vykreslenú závislosť intenzity vo vzdialenosti  $z$  od meniča s polomerom 1 cm, frekvenciou 1 MHz a rýchlosťou šírenia ultrazvuku 1525 m/s. Na grafe vidíme nehomogenitu blízkeho poľa. [7]



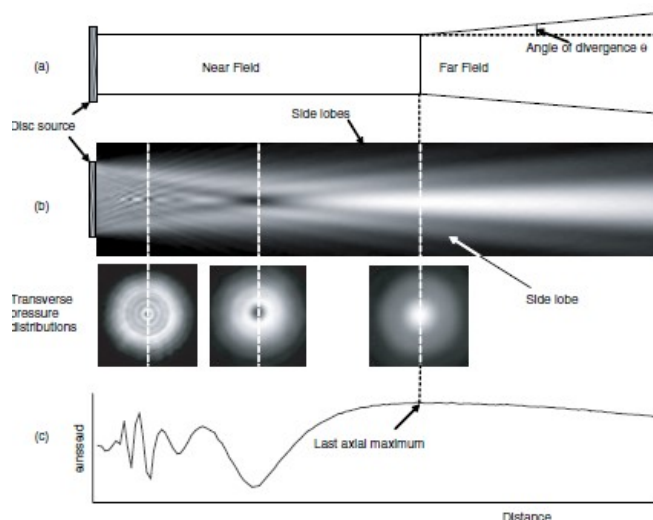
Obr. 2.3: Ultrazvukové pole kruhového meniča. [11]

Nehomogenity sa tvoria aj v rovine kolmej na os  $z$ , kde maximá a minimá vytvárajú kruhové prstence. Blízke pole je od vzdialeného oddelené bodom posledného maxima. Veľkosť blízkeho poľa a zároveň polohu posledného maxima vieme určiť zo vzťahu:

$$L = \frac{a^2}{\lambda}, \quad (2.9)$$

kde  $a$  je polomer a  $\lambda$  je vlnová dĺžka. Veľkosť blízkeho poľa predchádzajúceho prípadu je vo vzdialenosti 6,6 cm. [7]

Na obr. 2.4 (b) je zobrazené skutočné rozloženie amplitúdy tlaku v rámci lúča zo zdroja rovinného disku. V blízkom poli nie je amplitúda tlaku vlny všade konštantná, ale vykazuje veľa vrcholov a priehlbín. Ak je zdroj kruhový, zmeny tlaku majú kruhovú symetriu. To znamená, že vrcholy a priehlbiny sú centrovane na os lúča vo forme krúžkov. Koniec blízkeho poľa je definovaný vo vzdialenosti  $a^2/\lambda$ . Obr. 2.4 (c) nám ukazuje, že amplitúda tlaku pozdĺž osi zväzku dosahuje maximálnu hodnotu práve v tomto bode. [9]



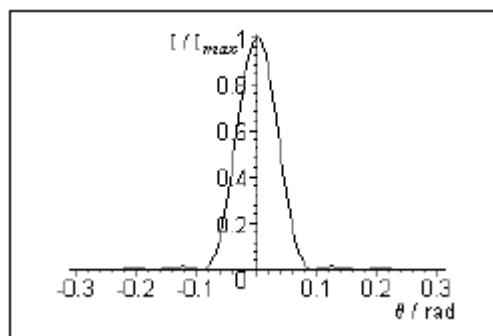
Obr. 2.4: Blízke a vzdialené pole. (a) Tvar diskového ultrazvukového zväzku. (b) Rezy v blízkom a vzdialenom poli a rozloženie ultrazvukovej energie. (c) Amplitúda tlaku ultrazvukového zväzku. [12]

## 2.2.2 Vzdialené pole (Fraunhoferova oblasť)

Pole za bodom posledného maxima sa nazýva vzdialené pole. Intenzita klesá ako  $1/r^2$ . Vypočítame ju pomocou vzťahu:

$$I \propto \frac{1}{r^2} \left( \frac{J_1(ka \sin \theta)}{ka \sin \theta} \right)^2, \quad (2.10)$$

kde  $J_1$  je Besselova funkcia prvého rádu,  $k$  je vlnové číslo a  $\theta$  je uhol medzi osou zväzku a okrajmi centrálneho laloku. Uhlovú závislosť vzdialeného poľa pre menič s polomerom 1 cm a frekvenciou 1 MHz vidíme na obr. 2.5. [7]



Obr. 2.5: Uhlová závislosť vzdialeného poľa. [11]

Vo vzdialenom poli nedôjde v centrálnom laloku zväzku k deštruktívnemu rušeniu. Výsledná štruktúra zväzku je relatívne jednoduchá a vykazuje maximálnu hodnotu na osi zväzku. Intenzita pozdĺž osi zväzku vo vzdialenom poli klesá približne podľa zákona závislosti na štvorci ( $1/z^2$ ). Divergentnosť zväzku vo vzdialenom poli vypočítame pomocou vzorca:

$$\sin \theta = 0,61 \left( \frac{\lambda}{a} \right). \quad (2.11)$$

Keď je plocha hlavice  $a$  podobnej veľkosti ako vlnová dĺžka  $\lambda$ , blízke pole je krátke a zväzok sa vo vzdialenom poli rýchlo diverguje. Naopak, keď je  $a$  v porovnaní s  $\lambda$  veľké, blízke pole je dlhé a divergencia zväzku vo vzdialenom poli je malá. Zvýšenie frekvencie nám dovoľuje znížiť priemer zdroja a šírku zväzku, pričom tvar zväzku ostane zachovaný (nízka divergencia vo vzdialenom poli).

Tento popis zväzku kruhového zdroja sa vzťahuje na hlavný lalok zväzku. Uhol divergencie  $\theta$  definuje hranu hlavného laloku vo vzdialenom poli. Pri vzrastajúcich uhloch sa k hlavnému laloku vytvárajú alternatívne maximá a minimá ako môžeme vidieť na obr. 2.4 (b). Oblasti obsahujúce tieto maximá sa označujú ako postranné laloky. Bočné laloky sú slabšie ako hlavný lalok, ale môžu vyvolať výrazné ozveny ak dopadajú na silne odrážajúci cieľ priľahlý k hlavnému laloku. Spôsobuje tak akustické šumy v obraze. Výrobcovia sa preto snažia postranné laloky minimalizovať. [12]

## 2.3 ÚČINKY ULTRAZVUKOVÉHO VLNENIA

Biologické účinky zásadne delíme na:

- a. primárne – dané mechanickým pôsobením ultrazvuku,
- b. sekundárne – spôsobované inými druhmi energie, na ktoré sa ultrazvuková energia transformovala (tepelné, chemické účinky,...)

Ďalej účinky ultrazvuku delíme podľa viacerých kritérií.

1. Podľa pôsobenia ultrazvuku (vzhľadom na použitú intenzitu a frekvenciu) delíme interakciu na:
  - a. **Aktívnu** – používajú sa vyššie intenzity. Výsledkom je zmena biologického prostredia známa ako **biologický účinok ultrazvuku**. Využíva sa v ultrazvukovej terapii, ultrazvukovej chirurgii a pri laboratórnych pokusoch. Ultrazvuk je schopný aktívnymi

interakciami ovplyvniť biologické systémy na všetkých úrovniach biologickej organizovanosti. Účinky môžu byť:

i. **Negatívne = inhibičné účinky.**

- Na makromolekulárnej úrovni dochádza k zmenám konformácie biopolymérov (najmä bielkovín a nukleových kyselín). Výsledkom je ich degradácia a čiastočná alebo úplná strata biologickej aktivity.
- Na bunkovej úrovni môže dôjsť k poškodeniu alebo deštrukcii rastlinných aj živočíšnych buniek. Zmeny nastávajú vo všetkých bunkových štruktúrach. Veľmi citlivo na deštrukciu reagujú membránové štruktúry (mitochondrie a endoplazmatické retikulum).
- Na tkanivovej úrovni ak nedošlo k mechanickému poškodeniu vieme dokázať funkčné a imunologické zmeny.

ii. **Pozitívne = stimulačné účinky.**

- Dokážeme ich preukázať pri nižších intenzitách ultrazvuku a len u buniek s vysokou regeneračnou aktivitou (epiteliálne bunky, spojovacie a krvotvorné tkanivá). Dochádza u nich k rýchlejšiemu rastu a rýchlejšej diferenciácii. Mechanizmus stimulačného účinku zatiaľ nie je jednoznačne vysvetlený. Predpokladá sa, že ultrazvuk ovplyvňuje priepustnosť biologických membrán a molekulárnu interakciu, ktoré sú zodpovedné za rast buniek.

- b. **Pasívnu** – ultrazvuková intenzita je nižšia ako hranica biologickej účinnosti ( $<0,1 \text{ W/cm}^2$ ), a teda nemôže vyvolať aktívne biologické účinky. Výsledkom je zmena časového a priestorového priebehu pôsobiacej UZV vyvolaná fyzikálnymi vlastnosťami daného biologického systému. UZV je nositeľom informácií o akustických vlastnostiach biologického systému, a preto sa tento typ využíva v ultrazvukovej diagnostike. [13]

2. Podľa spôsobu interakcie hovoríme o pôsobení:

- a. priamom – prejavuje sa počas aplikácie,
- b. nepriamom – rozumieme tým pôsobenie na orgán, ktorý je umiestnený mimo dosah ultrazvukového vlnenia pri ozvučovaní. Pôsobenie ultrazvuku sa prenáša nervovými a humorálnymi (tekutiny) spojmi medzi ozvučovanou oblasťou a daným orgánom. [2]

3. Podľa mechanizmu pôsobenia:

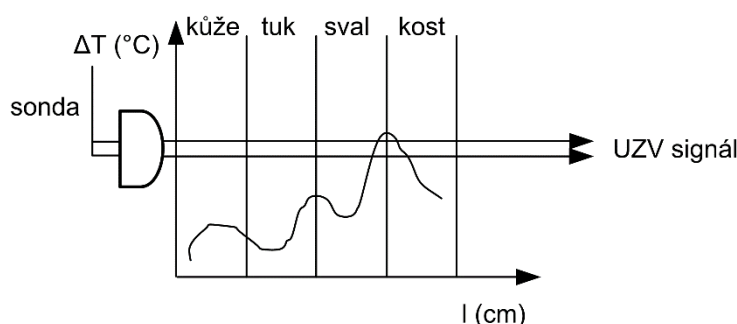
- a. **kavitačné,**
- b. **tepelné,**
- c. **mechanické,**
- d. **biologické,**
- e. **fyzikálno-chemické** – použitím ultrazvuku môže dôjsť k urýchleniu chemických reakcií. Ultrazvuk má disperzné účinky. Pomocou neho môžeme pripravovať jemné suspenzie, emulzie, peny a podobne. Súčasne má aj koagulačné účinky, ktoré slúžia na čistenie plynov. Častice vo vzduchu sa pôsobením ultrazvuku zhlučujú, teda koagulujú, stávajú sa mnohonásobne ťažšími a klesajú dolu. [9]

### 2.3.1 Kavitácia

Ultrazvuková kavitácia popisuje správanie plynových bublín v kvapalinách, ktoré sú vystavené ultrazvukovému vlneniu. Kavitačné bubliny vznikajú pri šírení ultrazvuku s veľkou intenzitou v miestach podtlaku, kedy dochádza k narušeniu spojitosti prostredia. Bublina pôsobením nasledujúceho stlačenia rýchlo zaniká. Kavitácia je jav, pri ktorom sa transformuje relatívne malá hustota energie ultrazvuku na vysokú hustotu energie koncentrovanú v malých objemoch vnútri alebo v blízkosti zanikajúcej kavitačnej bubliny. Kavitácia sa využíva na urýchľovanie chemických reakcií, pri zmenách vlastností biomakromolekúl či poruchách až zániku buniek (ultrazvuková chirurgia). Kavitačný prah je definovaný hodnotou akustického tlaku alebo intenzitou, pri ktorej práve vzniká kavitácia. Je závislý od tlaku, teploty, povrchového napätia roztoku, doby ozvučovania a pracovnej frekvencie. [3]

### 2.3.2 Tepelné účinky

Lokálne zvýšenie teploty v tkanivách chápeme ako dôsledok absorpcie ultrazvukovej energie, niekedy ako následok impedančných väzieb. K najväčšiemu ohrevu dochádza na rozhraní tkanív s rôznymi akustickými impedanciami. Ich rozdiel určuje veľkosť ohrevu (obr. 2.6).



Obr. 2.6: Ohrev tkaniva ultrazvukom. [8]

Absorpcia ultrazvuku v tkanivách je závislá od frekvencie, kinetickej viskozity a termoregulačného mechanizmu kože, ktorý prúdením zabezpečuje prevod tepla do ostatných tkanív. Podstatnú úlohu zohráva krvný obeh. [2]

### 2.3.3 Mechanické účinky

Mechanické účinky ultrazvuku pôsobiaceho na biologické systémy považujeme za primárne. Vzniknutá mikromasáž sa najvýraznejšie prejavuje na funkcii permeabilných membrán, ktorých priepustnosť sa takto zvyšuje. Dochádza k zrýchleniu difúzných procesov medzi bunkami, a tým aj medzi tkanivami organizmu. Tento jav sa ešte zvýrazní súčasným lokálnym ohrevom a uvoľnením histamínu, čím sa zvýši prekrvenie a látková výmena. Pri použití vyšších intenzít v ultrazvukovej chirurgii dochádza k nevratným zmenám v tkanivách. Bunkové membrány sú trvalo poškodené a bunky odumierajú. Erytrocyty sú postihnuté hemolýzou. [3]

### 2.3.4 Biologické účinky

Biologické účinky ultrazvuku sú závislé od intenzity, frekvencie a trvania expozície. Medzi najčastejšie medicínske účinky patrí: zvýšenie priepustnosti membrán, zrýchlenie difúzie v tkanivách,

porušenie vodivosti nervových vlákien (tlmivý účinok na prenos vzruchu), analgetický a spazmolytický účinok, zmäkčovanie väzivového tkaniva zmenené chorobnými procesmi a zmena pH tkanív.

Intenzity do  $1,5 \text{ W/cm}^2$  majú pozitívne účinky na funkciu tkanív. Pri vyšších intenzitách, do  $3 \text{ W/cm}^2$ , sa v cytoplazme objavujú vakuoly a tukové kvapky. Zmeny sú ešte stále vratné a po určitej dobe ozvučovania sa môžu upraviť. Intenzity nad  $3 \text{ W/cm}^2$  spôsobujú ireverzibilné morfológické zmeny spočívajúce v deštrukcii bunkového jadra, denaturácii bielkovín a enzýmov. Procesy vedú k lokálnej nekróze tkaniva. [9]

## 2.4 RIZIKÁ POUŽITIA ULTRAZVUKU

Základným kritériom posudzovania rizika použitia ultrazvuku je veľkosť intenzity ultrazvuku. Svetová zdravotnícka organizácia (WHO) vypracovala odporúčenia:

- Pri diagnostických prístrojoch vo frekvenčnom rozsahu 1- 20 MHz by aplikovaná intenzita nemala presiahnuť  $1 \text{ kW/m}^2$  ( $100 \text{ mW/cm}^2$ ) pri expozičnom čase 1 – 500 s. Dávka ultrazvuku by tak mala byť nižšia ako  $10^5 \text{ J/m}^2$ .
- Pre terapeutické prístroje by použitá intenzita nemala prekročiť  $30 \text{ kW/m}^2$  ( $3 \text{ W/cm}^2$ ) pri maximálnej expozičnej dobe 15 minút.

Zatiaľ neboli publikované nálezy, ktoré by označili tieto hodnoty za škodlivé či nebezpečné. [3]

Pri ultrazvukovej terapii môžu vzniknúť vedľajšie nežiadúce účinky, ktoré vyvolávajú rôzne situácie:

- zníženie tepovej sily a elektrickej aktivity myokardu (najmä u starších pacientov),
- celková slabosť,
- prechodné zhoršenie stavu,
- krátkodobé zvýšenie teploty,
- búšenie srdca,
- nespavosť,
- vracanie, nevoľnosť,
- opuch,
- žilná trombóza,
- žľzníkový záchvat,
- vyrážka v mieste aplikácie. [2]

## 2.5 VYUŽITIE ULTRAZVUKU

Ultrazvuk sa využíva v diagnostike a v terapii. Diagnostickým ultrazvukom môžeme prakticky vyšetrovať ktorýkoľvek telesný orgán, okrem orgánov naplnených vzduchom (pľúca, črevá). Ultrazvukom najčastejšie vyšetrojeme orgány brušnej dutiny (obličky, pečeň, slezinu, močový mechúr,...). Ďalej sa ultrazvuk využíva v gynekológii a pôrodníctve, kde je jedinou bezrizikovou zobrazovacou metódou. Nenahraditeľnou vyšetrovacou metódou sa stal ultrazvuk v kardiológii. Vysokofrekvenčné sondy sa uplatňujú v očnom lekárstve a pri neinvazívnom histologickom vyšetrení (napr. stený vnútorných orgánov – sonda sa zavádza do vnútra). O využití ultrazvuku v terapii si povieme v kapitole 3.4. [9]



## 3 ULTRAZVUKOVÝ TERAPEUTICKÝ PRÍSTROJ

V roku 1927 Wood a Loomis uznali, že pôsobením ultrazvuku na tkanivo môže dôjsť k trvalým zmenám v biologických systémoch. Bol to začiatok štúdií o bezpečnosti ultrazvuku a o ultrazvukovej terapii. Absorpcia ultrazvukovej energie vedie k zahrievaniu tkanív. Tento jav sa využíva na terapeutické účely. Zistilo sa, že výhody môžeme získať aj z netermálnych účinkov ultrazvuku, ktoré sa vyskytujú pri prechode ultrazvuku tkanivom. [14]

### 3.1 FYZIOLOGICKÝ ZÁKLAD TERAPEUTICKÉHO ULTRAZVUKU

Vo všeobecnosti sa využívajú dva typy mechanizmov, ktoré vysvetľujú účinky vyvolané terapeutickým ultrazvukom. Rozlišujeme tepelné a netepelné účinky. Je veľmi ťažké identifikovať mechanizmy, ktoré sa podieľajú na produkcii biologických zmien a skutočne izolovať netepelné účinky od tepelných. [15]

#### 3.1.1 Teplo

Energia prenášaná ultrazvukovým zväzkom je pri prechode tkanivom utlmovaná. Ak ultrazvukový zväzok prechádzajúci tkanivom má v určitom bode intenzitu  $I_0$ , tak vo vzdialenosti  $x$  od počiatočného bodu bude intenzita zredukovaná na hodnotu  $I(x)$ , a platí:

$$I(x) = I_0 e^{-\mu x}, \quad (3.1)$$

kde  $\mu$  je koeficient útlmu. Energetické straty sú spôsobené rozptylom zväzku a absorpciou. Energia rozptýleného zväzku môže byť absorbovaná kdekoľvek v tkanive. Akustická absorpcia má za následok ohrev tkaniva. Ak sa predpokladá, že útlm energie je spôsobený len absorpciou, rýchlosť, ktorou sa teplo ukladá je daná súčinom koeficientu útlmu a intenzity,  $\mu I$ . Rýchlosť, ktorou sa teplota zvyšuje je daná  $\mu I / \rho C$ , kde  $\rho$  je hustota tkaniva a  $C$  je jeho tepelná kapacita. V skutočnosti absorpcia predstavuje 60 – 80 % celkového útlmu.

Vysoký absorpčný koeficient u veľkých proteínových molekulách znamená, že kolagénové tkanivá sa zahrievajú prednostne. Medzi vysoko kolagénové oblasti, ktoré bývajú často ošetrované patrí napr. povrchová kortikálna kosť, periosteum, menisky, synovie a púzdra kĺbov, myofaciálne rozhrania, intermuskulárne jazvy, fibrotické svaly, synoviálne pošvy a hlavné nervové kmene. Rozsah fyziologickej odozvy na zahrievanie môže závisieť od mnohých faktorov, vrátane maximálnej dosiahnutej teploty, rýchlosti nárastu teploty, času ohrievania a ohrievaného objemu. Predpokladané priaznivé účinky, ktoré vznikajú pri ultrazvukovom zahrievaní zahŕňajú zvýšenie rozťažnosti kolagénových štruktúr ako sú šľachy a jazvové tkanivo, zníženie stuhnutosti kĺbov, zmiernenie bolesti, zmeny prietoku krvi a zníženie svalového spazmu. [15]

#### 3.1.2 Netepelné účinky

Netepelné mechanizmy, ktoré produkujú prospešné zmeny v tkanive môžu mať cyklický alebo necyklický charakter. Summer a Patrick v ranej literatúre hovoria o mikromasáži. Predpokladajú, že je to dôsledkom periodickej povahy akustického tlaku poľa. [16]

Hlavným necyklickým efektom, ktorý sa podieľa na ultrazvukovej terapii je akustické prúdenie. Môže byť spôsobený stabilnými, oscilujúcimi dutinami alebo radiačnými silami v intra- alebo extracelulárnych tekutinách. Prúdenie môže pôsobiť na modifikáciu lokálneho prostredia bunky, čo vedie napríklad k zmeneným koncentračným gradientom v blízkosti extracelulárnej membrány. Koncentračný gradient ovplyvňuje difúziu iónov a molekúl cez membránu. Prúdenie teda môže zodpovedať za zmeny draslíka a vápnika v bunkách, ktoré boli vystavené ultrazvuku. [15]

### 3.2 PRINCÍP ČINNOSTI

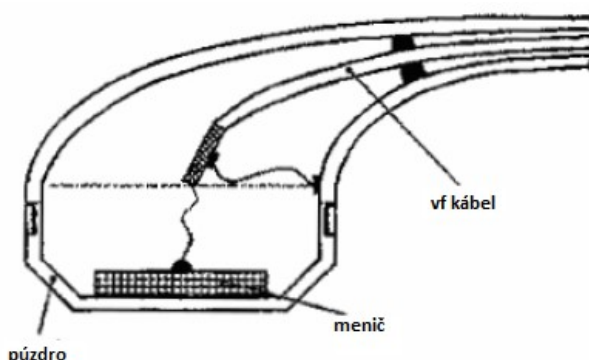
Pri prechode ultrazvuku živými tkanivami dochádza k premene akustickej energie. Časť energie sa mení na teplo. Vznik tepla je závislý od intenzity ultrazvuku a od jeho absorpcie (tj. šírenia prostredím). Čím horšie sa ultrazvuk šíri prostredím, tým väčšie teplo vzniká absorpciou. Optimálna hĺbka s frekvenciou 1 MHz pre mechanické pôsobenie ultrazvuku je 8 cm a pre tepelné účinky asi 5 cm. Rozhodujúcim terapeutickým parametrom je intenzita ultrazvuku. [9] [13]

Okrem intenzity ultrazvuku sú pre nás, z technického hľadiska, dôležitými parametrami: pracovná frekvencia, použitá UZ hlavica, konštrukčné riešenie vlastného prístroja, druh prevádzky, veľkosť dávky a ich kontrola.

Výkon vysokofrekvenčného generátora privádzaného na ultrazvukový menič je určený požadovanou hodnotou aplikovanej intenzity, veľkosťou ultrazvukového meniča a účinnosťou výbrusu. Hodnoty **intenzity ultrazvuku** sa v terapii pohybujú v rozsahu  $0,05 - 3 \text{ W/cm}^2$  a plocha meničov do  $10 \text{ cm}^2$ .

Hodnota **pracovnej frekvencie** je závislá od odboru aplikácie a od požadovanej hĺbky expozície. Na hodnotenie účinku použitej frekvencie sa používa veľkosť tzv. polovičnej hĺbky prieniku. Polovičná hĺbka prieniku je hĺbka v tkanive, v ktorom má intenzita ultrazvuku v porovnaní s intenzitou na povrchu tkaniva polovičnú hodnotu.

**Ultrazvuková hlavica** (obr. 3.1) sa skladá z puzdra, vf kábla a meniča. Konštrukčne je menič riešený ako kovové puzdro, do ktorého je vložený piezokeramický výbrus. Priemery použitých meničov sa pohybujú v rozmedzí 10 – 30 mm, krycia vrstva musí mať rezonančnú hrúbku. Zadná strana vodičov býva na rozdiel od diagnostických ultrazukov, ktoré sú tlmené podložkou, tlmená vzduchom. Puzdro hlavice je hermeticky uzatvorené pre možné subaquálne aplikácie.



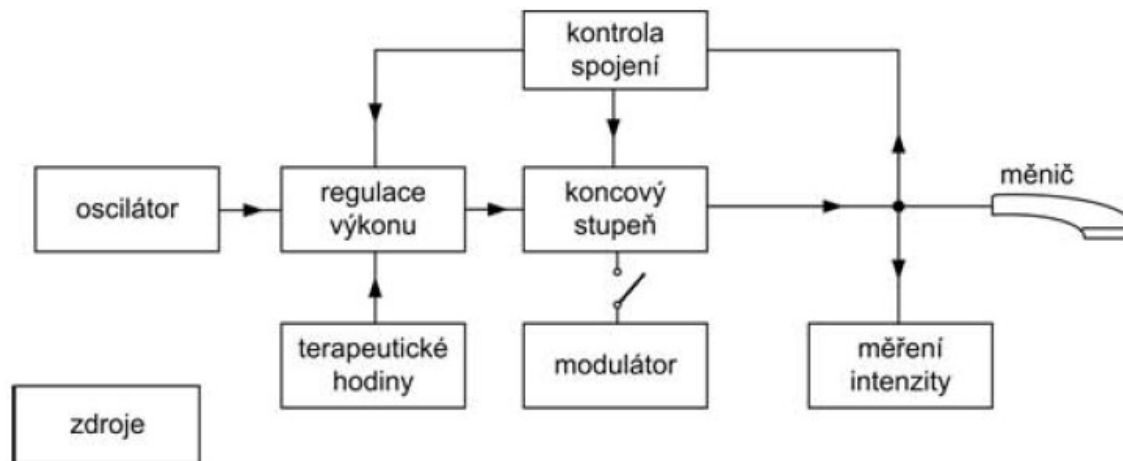
Obr. 3.1: Rez ultrazvukovou hlaviceou. [2]

**Konštrukčné riešenie** terapeutického zariadenia je závislé na požiadavkách užívateľa. Napájanie je väčšinou zo siete cez oddelovací transformátor. Pre komfort či už užívateľa, alebo pacienta sa terapeutické prístroje môžu líšiť veľkosťou, objemom, počtom hlavíc, prídavnými zariadeniami a pod. [2] Ultrazvukový terapeutický prístroj sa skladá z dvoch hlavných častí:

- generátora vysokofrekvenčných elektrických impulzov a
- aplikačnej hlavice.

Generátorom je oscilátor s koncovým stupňom, ktorého výstupný obvod je impedančne prispôsobený impedancii ultrazvukového meniča s pripojeným káblom (obr. 3.2). Aplikačná hlavica obsahuje vlastný zdroj ultrazvukového vlnenia – elektroakustický menič, ktorý najčastejšie pracuje na piezoelektrickom princípe. Aktívna plocha hlavice sa u jednotlivých typov prístrojov pohybuje v rozmedzí  $1 - 10 \text{ cm}^2$ .

Veľký význam má **prevádzkový režim** generátora. Rozlišujeme impulzný a kontinuálny režim. Aplikácia impulzného režimu je šetrnejšia nakoľko sa tepelné a chemické účinky lokálne oslabujú. Výrazne sa uplatňuje mechanická zložka ultrazvukových vln s účinkom na nervový systém. Táto aplikácia nezvyšuje miestnu teplotu, a preto je vhodná pri zápaloch. Pri kontinuálnom režime sa uplatňuje lokálny tepelný a mechanický účinok ultrazvuku.



Obr. 3.2: Bloková schéma zapojenia terapeutického prístroja. [8]

**Terapeutická dávka** je veľkosť intenzity ultrazvuku po dobu jeho aplikácie. Pri impulznom režime sa používajú dávky 4 – 8-krát vyššie. V liečebnej praxi sa za maximálnu dávku považuje 3 W/cm<sup>2</sup>, avšak pri biologických pokusoch je hranica ďaleko prekročená. [2]

### 3.3 SPÔSOB APLIKÁCIE

Terapeutické aplikácie vyžadujú aby exponované cieľové tkanivo podliehalo reverzibilnej alebo nereverzibilnej zmene v závislosti od cieľa liečby. Terapeutický ultrazvuk sa obvyčajne dodáva ako kontinuálna alebo pulzná vlna. Pulzný režim sa volí, keď chceme udržať tepelný efekt na minime. Frekvenciu volíme v závislosti na aplikácii. Čím väčšia je použitá frekvencia, tým menšia je hĺbka dosahu ultrazvukovej vlny. Z toho dôvodu sa pre hĺbkovú terapiu používajú frekvencie v rozmedzí 1 až 3 MHz. Intenzita, rozhodujúci parameter pre terapeutický efekt, sa pohybuje od 0,7 do 3 W · cm<sup>-2</sup> na povrchu tela. Volíme ju podľa veľkosti aplikačnej plochy. Liečba trvá 2 – 5 minút. Pri aplikáciách sa nemá zvyšovať intenzita ultrazvuku na úkor ozvučovania. Počet dávok v sérii má byť 5 – 15. [9] [14]

Hlavným mechanizmom terapeutického účinku je vysokofrekvenčná mikromasáž ozvučovaných tkanív. Doplnkovými mechanizmami spojenými s absorpciou akustickej energie je ohrev tkaniva a fyzikálno-chemické zmeny. Ohrev tkaniva vyvoláva jej prekrvenie (hypertemiú). Fyzikálno-chemické zmeny sú spojené so vznikom chemicky aktívnych látok, vedúcich k zvýšeniu lokálneho metabolizmu. [13]

Aby sme zaistili prenos ultrazvukového vlnenia do tkaniva je nutná dobrá akustická väzba medzi aplikačnou hlaviceou a kožou. Dobrá väzba je zaistená vrstvou vhodného väzobného prostredia, ktorým je pri lokálnej aplikácii olej alebo gél. Tkanivá, pri ktorých nedokážeme pomocou gélu/oleja zabezpečiť dobrú akustickú väzbu sa ako väzobné prostredie používa voda vo vodnom kúpeli. Pre aplikácie s vysokým výkonom je dôležité, aby sa väzobné prostredie odplynilo čím zabránime výskytu kavitácie. [13]

### 3.4 VYUŽITIE

Hlavným cieľom mnohých terapeutických aplikácií ultrazvuku je zahrievanie tkanív. Zvýšenie teploty o niekoľko stupňov nad normotermickú úroveň môže mať množstvo prospešných fyziologických účinkov, ako napríklad zvýšenie krvného zásobovania v postihnutej oblasti. Základom HIFU (High Intensity Focused Ultrasound) je ohriatie tkaniva za menej ako 3 s na teplotu nad 56 °C, čo vedie k okamžitej bunkovej smrti. Liečba hypertermiou spočíva v tom, že sa bunky udržuujú pri teplotách 43 až 50 °C po dobu jednej hodiny. Toto vedie k neschopnosti bunky deliť sa. Pri hypertermickej liečbe je zvyčajne zahrievanie sprevádzané chemoterapiou alebo rádioterapiou. [14]

Terapeutický ultrazvuk sa vo fyzioterapii používa hlavne pri liečbe poranení mäkkých tkanív, na urýchlenie hojenia rán, rozklad edému a zjemnenie zjazvených tkanív. Zdá sa, že expozícia ultrazvukom počas počiatočnej „zápalovej“ fázy opravy tkaniva vedie k urýchleniu tejto fázy, aj keď ultrazvuk sám o sebe nie je protizápalovým činidlom. Druhá fáza hojenia je „proliferatívna“. V tomto štádiu bunky migrujú do miesta poranenia, kde sa delia. Vytvára sa granulačné tkanivo a fibroblasty začínajú syntetizovať kolagén. Ukázalo sa, že ultrazvuk zlepšuje syntézu kolagénu fibroblastami. Konečnou fázou je „remodelácia“. Existujú dôkazy o tom, že jazvové tkanivo ošetrené ultrazvukom môže byť silnejšie a pružnejšie ako jazvové tkanivo pri normálnom hojení. [15]

Terapia sa používa aj pri poraneniach kostí a poruchách obehového systému. Ultrazvuková terapia pri poraneniach kostí má rovnaké fázy ako terapia mäkkých tkanív: zápalová, proliferatívna a remodelatívna. Zdá sa, že pri hojení kostí majú nízke intenzity priaznivý účinok (0,03 – 0,5 W/cm<sup>2</sup>), zatiaľ čo príliš vysoké intenzity sú škodlivé (viac ako 0,5 W/cm<sup>2</sup>). Ultrazvuk môže byť bezpečne aplikovaný len do skorej proliferatívnej fázy. Pri použití ultrazvuku v neskej proliferatívnej fáze môže dôjsť k stimulovaniu rastu chrupavky. [15]

Ultrazvuk bol pôvodne považovaný za alternatívu diatermie. Keď sa zdokonalilo chápanie interakčných mechanizmov, zmenili sa aj režimy liečby v snahe využiť akékoľvek výhody netepelných mechanizmov, ktoré boli dosiahnuté použitím nižších intenzít a pulzného režimu. [12]

Field a Bleehen použili ultrazvuk ako zdroj tepla na hypertermickú liečbu rakoviny buď samostatne, alebo v spojení s rádioterapiou, alebo chemoterapiou. Cieľom liečby je udržanie rovnomerného rozloženia teploty medzi 43 – 45 °C v nádore po dobu 60 minút. Okolité tkanivo pritom ostalo vo fyziologicky prijateľných podmienkach. Bolo navrhnutých viacero zdrojov na dosiahnutie systému na ohrev. Patrí sem použitie šošovkového systému, zakrivené hlavice, zrkadlový systém a križenie zväzkov fázových polí. [17]

Ultrazvuk používame aj na zvýšenie penetrácie farmakologicky aktívnych liekov cez pokožku. Táto technika je známa pod názvom sono- alebo fonoforéza. Mechanizmus, ktorým je sonoforéza dosiahnutá je nejasný. Mitragotri a Blankschtein predpokladali, že *stratum corneum* je časovo permeabilný akustickou kavitáciou alebo prúdením, čo umožňuje zvýšenú pefúziu. [14]

Ultrazvuková aerosológia je súčasťou odboru inhlačnej terapie. Ultrazvuková energia sa pri týchto aplikáciách používa na disperziu tekutín na aerosóly, ktoré pôsobia liečebne. [2]

Ultrazvukové prístroje našli využitie aj v chirurgii, kde sa využívajú kavitačné a tepelné efekty. Využíva sa pri nich vysoká ultrazvuková energia (nad 20 W/cm<sup>2</sup>). Aby sa zabránilo poškodeniu okolitého zdravého tkaniva využíva sa vhodná voľba fokusácie. Doba chirurgického výkonu sa pohybuje v rozmedzí 1 – 20 sekúnd. Najviac sa využívajú na výkony na oku, odstraňovanie zubného kameňa, osteosyntézu a drvenie obličkových konkrementov. [2]

Kontraindikáciou liečby ultrazvukom sú srdcové ochorenia, tehotenstvo a zhubné nádory. Ultrazvukom sa nesmú liečiť pohlavné orgány, pľúca, krčná chrbtica nad 3. krčným stavcom (ohrozenie miechy) či rastúce kĺby. Nie je doporučené aplikovať terapiu na pacientov, ktorí sa musia vyvarovať zvýšeným teplotám (krvácenie, trombóza, poruchy obehu) [9]

### 3.5 TYPY ULTRAZVUKOVÝCH TERAPEUTICKÝCH PRÍSTROJOV POUŽÍVANÝCH V ŠKOLSKÝCH LABORATÓRIÁCH

V školských laboratóriách sú k dispozícii dva terapeutické prístroje (obr. 3.3): UltraMARP D79 a UltraMARP D89. Sú to staršie typy avšak pre výučbu študentov stále veľmi nápomocné. Základnou funkciou zariadení je ultrazvuková terapia s použitím ošetrovacích hláv rôznych veľkostí aplikačného povrchu a dvoch spínacích frekvencií. Pre kombinovanú terapiu môžeme používať rôzne typy prúdov. Pri liečbe tohto typu preteká liečivý prúd generovaný v prístroji cez hlavu, ktorá produkuje ultrazvuk a zvyšuje hojivý účinok.



Obr. 3.3: Terapeutický ultrazvukový prístroj UltraMARP D79 (vľavo) a UltraMARP D89. (vpravo).

Technická špecifikácia oboch prístrojov je uvedená v tab. 3.1. Z porovnania prístrojov môžeme povedať, že sa parametrami veľmi nelíšia. Rozdiel je v užívateľskom rozhraní. Kým UltraMARP D79 (obr. 3.4) má digitálny displej pre čas a LED výstupné indikátory pre intenzitu, UltraMARP D89 (obr. 3.5) obsahuje LCD s dotykovým panelom. Pamäť UltraMARP D89 zahŕňa skupinu 27 terapeutických programov pre najčastejšie choroby a zranenia. Najväčšou výhodou je, že prístroj dokáže ukladať najčastejšie užívateľské nastavenia parametrov pre liečbu do pamäte. V pamäti je možné uchovávať aj záznamy o liečbe každého pacienta. Dáta sa ukládajú do pamäti prístroja alebo vymeniteľnej pamäťovej karty. Pre ultrazvukovú terapiu s prístrojom UltraMARP D89 sú dostupné tri vymeniteľné ultrazvukové hlavice:

- GU-1 – veľkosť styčnej plochy 1 cm<sup>2</sup>, maximálny výkon 3 W;
- GU-5 – veľkosť styčnej plochy 5 cm<sup>2</sup>, maximálny výkon 15 W;
- GU-10 – veľkosť styčnej plochy 10 cm<sup>2</sup>, maximálny výkon 30 W.

Všetky môžu vysielat' ultrazvuk s frekvenciou 1 alebo 3 MHz. Frekvenciu si volíme v ponuke prístroja. Prístroj signalizuje stratu styku hlavice s povrchom tela pacienta zvukovým a svetelným (signalizácia sa zmení zo zelenej na červenú) efektom a zároveň zastavením časomier. [18]

Tab. 3.1: Technická špecifikácia prístrojov UltraMARP D79 a UltraMARP D89. [18] [19]

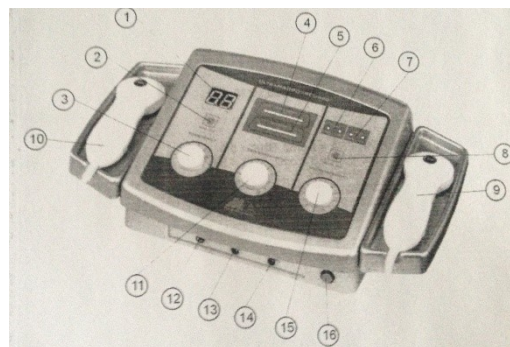
	UltraMARP D79	UltraMARP D89
<b>Napájanie</b>	~ 220 - 230 V / 60 Hz	~ 230 V / 50 Hz
<b>Klasifikácia (EN60601 – 1)</b>	Trieda I, typ BF	Trieda I, typ BF
<b>Maximálna spotreba energie</b>	40 VA	77 VA
<b>Rozmery</b>	150 x 460 x 270 mm	120 x 360 x 270 mm
<b>Váha</b>	4,5 kg	5,5 kg
<b>Počet hlavic</b>	2	3



	UltraMARP D79	UltraMARP D89
<b>Frekvencia</b>	1 MHz $\pm$ 5 % 3 MHz $\pm$ 5 %	1 MHz $\pm$ 5 % 3 MHz $\pm$ 5 %
<b>A<sub>ER</sub> (1 MHz)</b>	1 MHz: 9 cm <sup>2</sup> 3 MHz: 3,8 cm <sup>2</sup>	1 cm <sup>2</sup> , 5 cm <sup>2</sup> , 10 cm <sup>2</sup>
<b>R<sub>BN</sub> (1 MHz, 3 MHz)</b>	5,0	-----
<b>Maximálna miera podpory</b>	3 W/cm2 v CW	3 W/cm2 v CW
<b>Módy</b>	CW a impulzný 1:2	CW a impulzný
<b>Timer</b>	0 až 20 minút	0 až 99 minút
<b>Terapeutické programy</b>	0	27
<b>Pamäť nastavenia užívateľa</b>	0	6900
<b>Počet záznamov popisujúce individuálnych pacientov</b>	0	2500

Užívateľské rozhranie terapeutického prístroja UltraMARP D79 (obr. 3.4) [19]:

1. Digitálny displej pre čas
2. Tlačidlo pre výber času
3. Výber voľby pre nízku frekvenciu
4. LED výstupné indikátory pre ultrazvukové intenzity
5. LED výstupné indikátory pre nízkofrekvenčné intenzity
6. Displej pre programy – 1 MHz pulzný pomer 1:2
7. Displej pre programy – 3 MHz pulzný pomer 1:2
8. Tlačidlo pre výber programu
9. Ultrazvukový aplikátor (3 MHz)
10. Ultrazvukový aplikátor (1 MHz)
11. Intenzita kontrolór (nízke frekvencie)
12. Výstup pre elektródu
13. Výstup pre aplikátor 1 MHz
14. Výstup pre aplikátor 3 MHz
15. Intenzita kontrolór (ultrazvuk)
16. Vypínač

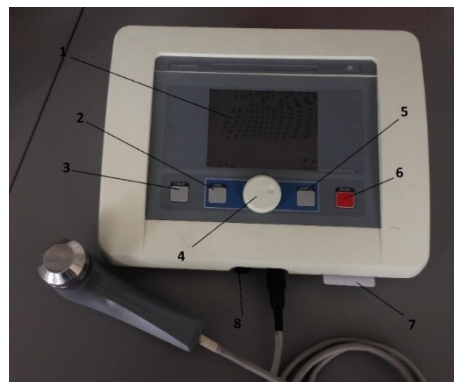


Obr. 3.4: Užívateľské rozhranie UltraMARP D79. [19]

Užívateľské rozhranie UltraMARP D89 (obr. 3.5) [17]:

1. LCD
2. ESC tlačidlo pre zrušenie
3. HELP tlačidlo pre každú akciu v chode
4. Tlačidlo pre nastavenie hodnôt
5. Tlačidlo ENTER pre potvrdenie
6. STOP tlačidlo
7. Pamäťová karta
8. Výstup pre aplikátor

Obr. 3.5: Užívateľské rozhranie UltraMARP D89.



## 4 NÁVRH MERANIA PRE OVERENIE ÚČINKOV ULTRAZVUKU NA ĽUDSKÉ TKANIVO

Overenie účinkov ultrazvuku na ľudské tkanivo bude prebiehať v 3 na seba nadväzujúcich meraniach. V prvom kroku budeme merať množstvo vyžiarenej energie na váhach radiačných síl. Overíme si, či je intenzita nastavená na ultrazvukom terapeutickom prístroji naozaj vyžiarená ultrazvukom. Zistíme, aké množstvo z vyžiarenej energie absorbér v skutočnosti prijme. V testovacej vani Precision Acoustics pomocou hydrofónu zmeriame vyžarovaciu charakteristiku ultrazvukovej hlavice. Zistíme, kde je intenzita ultrazvuku najvyššia, a teda, aké dlhé je blízke pole. Pomocou Matlabu si vykreslíme priestorové rozloženie akustickej energie vo významných bodoch ultrazvukového zväzku. Významnými bodmi sú bod najväčšieho maxima, bod posledného maxima a bod ležiaci vo vzdialenosti 3 mm od čela hlavice. Na základe týchto hodnôt bude možné vypočítať efektívnu radiačnú plochu a nehomogenitu zväzku, ktoré budeme môcť porovnať s hodnotami stanovenými výrobcom. Posledným meraním budeme overovať účinok ultrazvuku na model tkaniva. Vytvoríme agarový fantóm, ktorý bude mať vlastnosti čo najviac podobné ľudskému tkanivu. Rozmer agarového fantómu určíme na základe meraní v testovacej vani. Agarový fantóm budeme ozvučovať s rôznymi frekvenciami (1 a 3 MHz), budeme meniť intenzitu (0,5 až 2 W/cm<sup>2</sup>) a so zvyšujúcou intenzitou budeme znižovať čas pôsobenia ultrazvukom (tab. 4.1). Po celý čas budeme pracovať v kontinuálnom režime.

Tab. 4.1: Návrh hodnôt intenzity a času pôsobenia terapeutickým ultrazvukovým prístrojom.

Intenzita	Doba pôsobenia
0,5 W/cm <sup>2</sup>	20 min
1 W/cm <sup>2</sup>	10 min
2 W/cm <sup>2</sup>	5 min

Meranie bude prebiehať vo vodnom kúpeli, aby sme eliminovali odparovanie vody z agarového fantómu. Dalším dôvodom je fakt, že ultrazvukový zväzok sa vzduchom šíri veľmi slabo, a preto by na konci agarového fantómu nastal odraz a spätný ohrev. Následne urobíme rezy kolmé na smer ultrazvukového zväzku. Hrúbka jednotlivých rezov bude 10 mm. Teplotné rozloženie každého rezu nasnímame termovíznou kamerou. Rozloženie teploty porovnáme s grafmi získanými meraním v pomocou hydrofónu.

Výsledné postupy budú prebiehať v týchto krokoch, ktoré budú popísané v nasledujúcich kapitolách:

- meranie vyžiarenej energie na váhach radiačných síl,
- meranie vyžarovacej charakteristiky ultrazvukovej hlavice v testovacej vani,
- výpočet efektívnej vyžarovacej plochy a nehomogenity zväzku,
- meranie účinkov ultrazvuku na ľudské tkanivo pomocou modelu tkaniva pri zmene intenzity,
- meranie účinkov ultrazvuku na ľudské tkanivo pomocou modelu tkaniva pri zmene frekvencie.

## 5 VYŽAROVACIA CHARAKTERISTIKA ULTRAZVUKOVEJ HLAVICE

Vyžarovaciu charakteristiku ultrazvukovej hlavice sme merali na Lekárskej fakulte Univerzity Palackého v Olomouci. Na katedre biofyziky sa zaoberajú týmto meraním už viac ako 10 rokov. Meranie prebiehalo v testovacej vani a na váhach radiačných síl. Pomocou váh sme zmierali výkon aplikačnej hlavice. Riadili sme sa normou IEC 61161. Z tohto merania sme zvolili jednu sondu a pokračovali sme meraním ultrazvukového poľa v testovacej vani, pričom sme sa držali normy IEC 61689.

### 5.1 MERANIE NA VÁHACH RADIAČNÝCH SÍL

Meranie prebiehalo na váhach radiačných síl Sartorius CP224 S (Boston Laboratory Equipment, USA), ktoré merajú s presnosťou na desatinu miligramu. Maximálna možná merateľná hmotnosť je 220 g. Na váhach bola položená plastová nádoba s priemerom 75 mm. Na spodku nádoby bol absorpčný materiál, ktorý má na svojom povrchu hranoly. Tie slúžia na odraz UZ vln, ktoré neboli pohltené. Na absorbér sú kladené 2 požiadavky:

- plocha absorbéra musí byť väčšia ako vyžarovacia plocha hlavice (čím zaistíme, že bude pohltená celá vyžiarená energia), a
- vzdialenosť medzi absorbérom a hlavicom musí byť čo najmenšia. [20]

Medzi absorpčnou gumou a sondou bola voda nakoľko predstavuje ideálne prostredie pre šírenie vln. Hlavicu sme ponorili do vody tak, aby bola celá vyžarovacia plocha hlavice pod vodou a aby na rozhraní hlavica/voda neboli bubliny. Hlavicu sme prichytili do stojana (obr. 5.1), aby sme vylúčili chybu spôsobenú nestabilitou ľudskej ruky. Merali sme na 2 ultrazvukových prístrojoch, 4 ultrazvukové hlavice. Pri ozvučovaní absorpčná guma pohltila UZ vlny a váha namerala množstvo vyžiarenej energie.

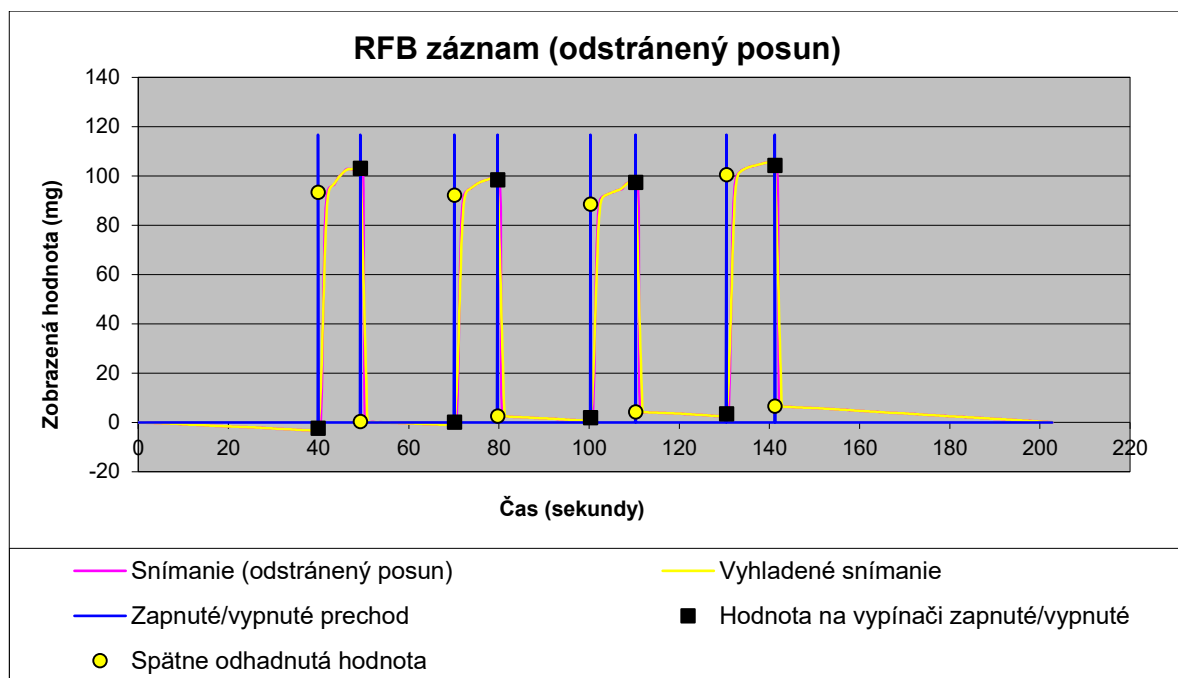


*Obr. 5.1: Meranie vyžiarenej energie ultrazvukovou hlavicom na váh radiačných síl.*

Ako prvý sme testovali terapeutický prístroj UltraMARP D79 s 1 MHz hlavicom. Otočné koliesko sme nastavovali na hodnotu 4 na stupnici od 1 do 10. Farebná škála sa rozsvietila približne po hodnotu 1 W/cm<sup>2</sup>. Na obr. 5.2 vidíme ako hmotnosť stúpala pri zapnutí prístroja. Po vypnutí skokovo klesla a postupným odparovaním vody sa znižovala nepatrne. Hmotnosť jednotlivých vyžiarených výkonov

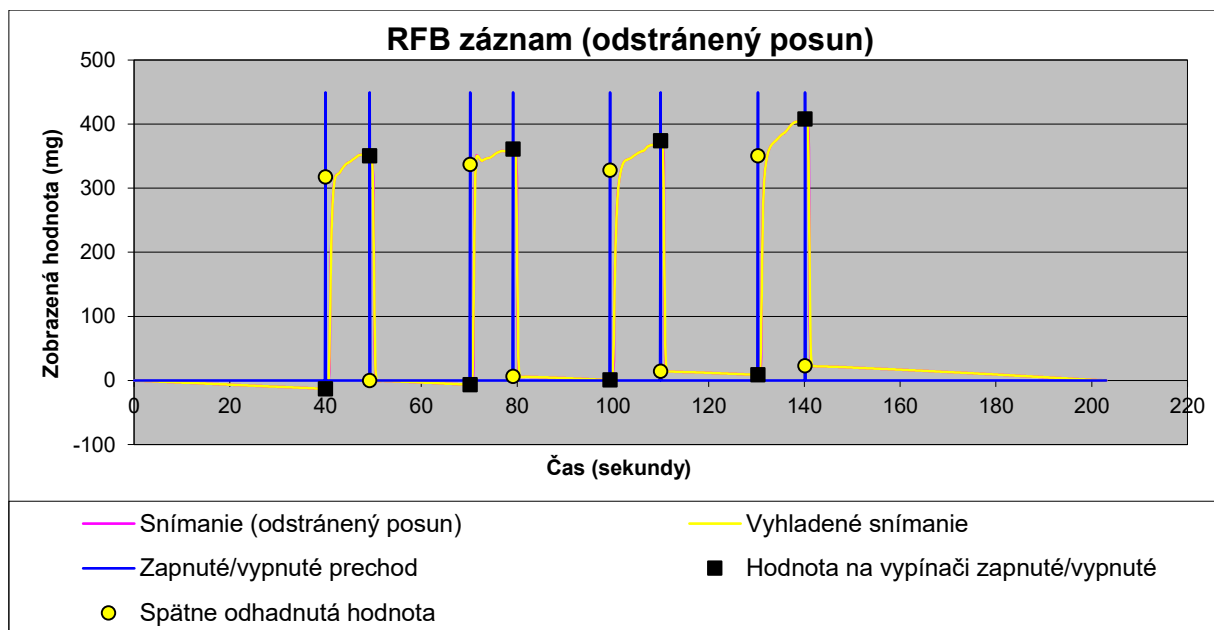


sa pohybuje okolo 100 mg. Nie je to však úplne presne nakoľko vznikla chyba zapríčinená ľudským faktorom. Intenzita sa nastavovala otočným kolieskom a nedalo sa zaručiť, že bude vždy v úplne rovnakej polohe. Priemerný výkon systém vypočítal na 1398,7 mW. Celková nepresnosť vyšla 7,3%.



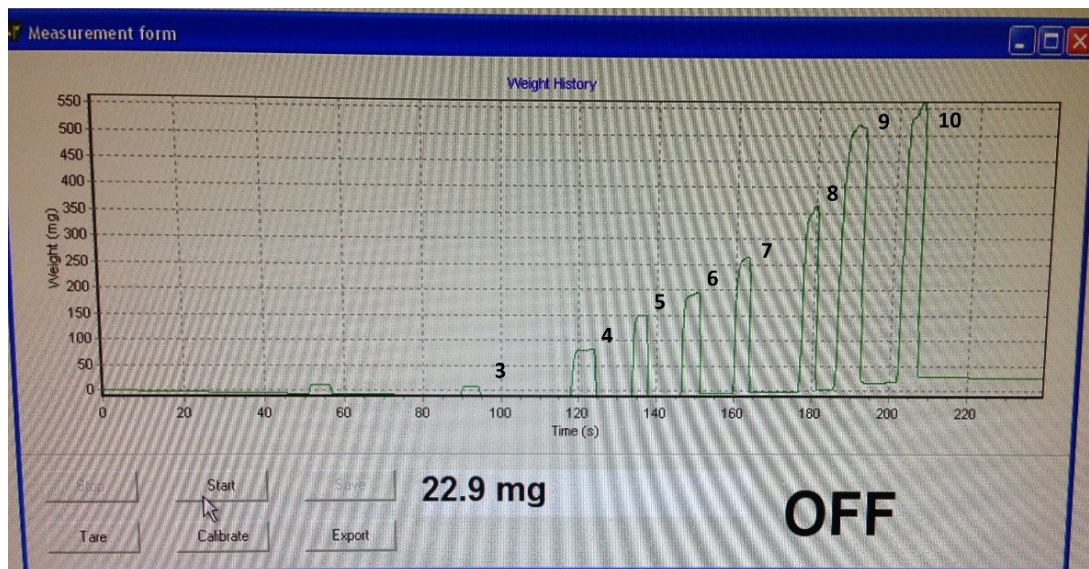
Obr. 5.2: Výkon vyžiarenej energie pre 1 MHz hlavicu terapeutického prístroja UltraMARP D79.

Na tomto druhu hlavice sme si chceli overiť teóriu či pri nastavení otočného kolieska na číslo 8 sa nám hmotnosť vyžiareného výkonu zdvojnásobí. Na obr. 5.3 si môžeme všimnúť, že hmotnosť vyžiareného výkonu sa vyšplhala až na 350 mg. Priemerný výkon bol vypočítaný na 5141 mW, čo je 3,5-krát viac. Celková nepresnosť bola 7,5%.



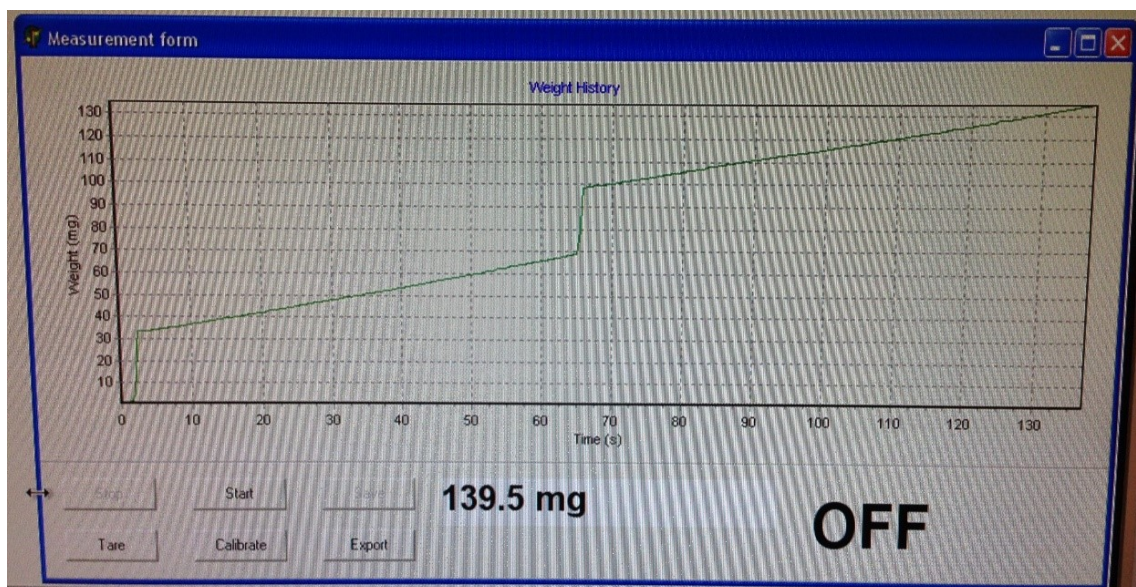
Obr. 5.3 Výkon vyžiarenej energie pre 1 MHz hlavicu terapeutického prístroja UltraMARP D79 s predpokladaným výkonom 2W.

Na základe zistení sme sa rozhodli urobiť ďalší test. Chceli sme namerať vyžiarenú intenzitu na každom bode, ktoré nám ponúkalo otočné koliesko (od 1 po 10). Hneď po spustení sme zistili, že prístroj začína reagovať až na hodnote 3. Hmotnosť vyžiareného výkonu bola v tomto bode len okolo 10 mg. Hodnota 4 a osem vyšla približne rovnako ako v predchádzajúcich testoch. Na hodnote 10 stúpila hmotnosť na viac ako 550 mg. Hmotnosti jednotlivých hodnôt na stupnici prístroja môžeme sledovať na obr. 5.4. Stúpanie hmotnosti nie je lineárne ako by sme predpokladali. Stúpa exponenciálne.



Obr. 5.4: Výkon vyžiarenej energie pre 1 MHz hlavicu terapeutického prístroja UltraMARP D79 s postupným zvyšovaním výkonu podľa stupnice prístroja.

Pri testovaní 3 MHz hlavice sme zistili, že nefunguje. Pri zapnutí sa hmotnosť zvýšila o pár desiatok mg (obr. 5.5) ale pri vypnutí neklesala. Hlavica môže rušiť signál okolitých prístrojov a to z dôvodu neustáleho vyžarovania na nízkej intenzite.

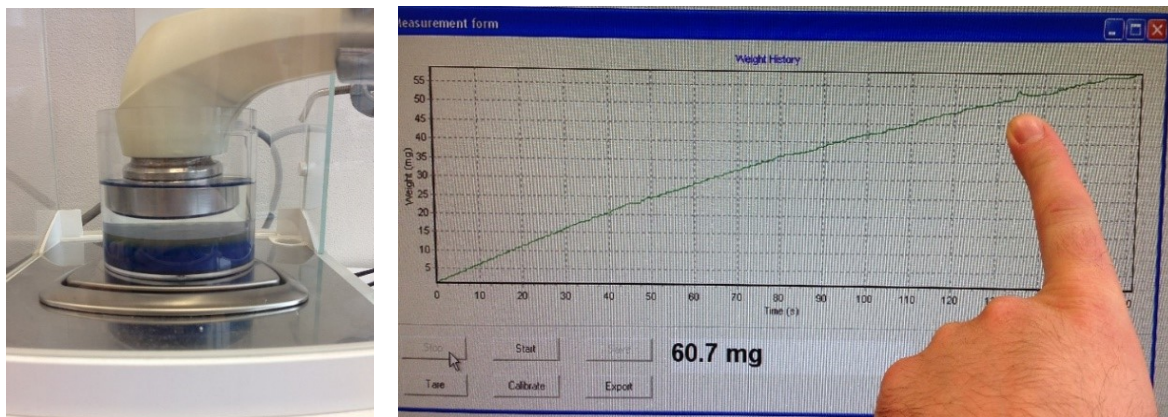


Obr. 5.5: Výkon vyžiarenej energie pre 3 MHz hlavicu terapeutického prístroja UltraMARP D79.

Pomocou terapeutického prístroja UltraMARP D89 sme testovali 1 a 3 MHz hlavicu. Pri spustení nám prístroj neustále hlásil chybu spôsobenú zlým kontaktom aj napriek tomu, že hlavica bola ponorená



(obr. 5.6 vľavo). Prístroj sa vždy spustil len na 1 sekundu. Ako vidíme na obr. 5.6 vpravo graf lineárne stúpa. Objavil sa jeden malý hrot pri zapnutí prístroja.



Obr. 5.6 : Ponorenie 1 Mhz hlavice pri testovaní na radiačných váhach (vľavo) a graf nameraných výsledkov pri spustení prístroja UltraMARP D89 (vpravo).

Pomocou merania na radiačných váhach sme vylúčili 3 ultrazvukové hlavice. V meraní sme pokračovali len s 1 Mhz hlaviceou ultrazvukového prístroja UltraMARP D79.

## 5.2 MERANIE ULTRAZVUKOVÉHO POĽA POMOCOU

### HYDROFÓNU

V testovacej vani sme pomocou hydrofónu merali ultrazvukové pole generované ultrazvukovou hlaviceou. Testovacia vaňa Precision Acoustics (Precision Acoustics Ltd, Veľká Británia, obr. 5.7) má rozmery 0,5 x 0,5 x 1 m. Je naplnená deionizovanou a odplynou vodou. Systém na údržbu vody pozostáva z čerpadla, filtrov (veľkosť pórov 5  $\mu\text{m}$  a 1  $\mu\text{m}$ ), UV lampy a okruhu na odplynenie. Prostredníctvom systému sú udržiavané požadované vlastnosti náplne vane, a zároveň sa zabraňuje degradácii a rastu mikroorganizmov. Steny vane sú pokryté materiálom, ktorý absorbuje ultrazvukové vlnenie. Poloha ultrazvukového meniča, ktorého pole meriame je vo vani nemenná. Pomocou príslušenstva vane môžeme presne polohovať hydrofón v troch vzájomne kolmých rovinách:

- os x – horizontálna,
- os y – vertikálna,
- os z – orientovaná v smere vysielania ultrazvukového vlnenia.

Pohyb hydrofónu je riadený softvérom (prostredie LabView), ktorým sa nastavujú zmeny polohy hydrofónu pozdĺž jednotlivých osí s krokom 0,01 mm. Softvér slúži na vytváranie automatických lineárnych skenov ultrazvukového poľa pozdĺž jednotlivých osí a plošných skenov v rovinách kolmých na tieto osi. Signál z hydrofónu je digitalizovaný a zaznamenávaný digitálnym pamäťovým osciloskopom LeCroy WaveRunner 62Xi (LeCroy Corporation, USA) so vzorkovacou rýchlosťou 10 GS/s. Signál je ďalej spracovávaný a vyhodnocovaný riadiacim softvérom vane. [11]



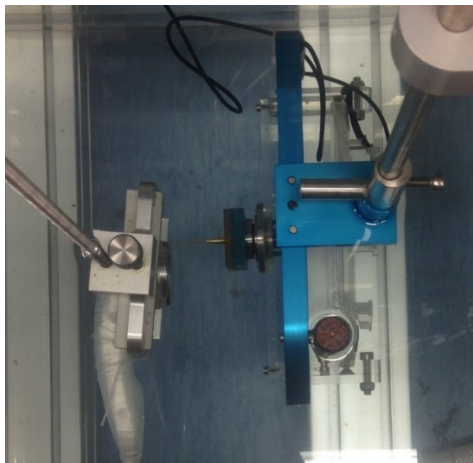
*Obr. 5.7: Testovacia vaňa Precision Acoustics (Precision Acoustics Ltd, Veľká Británia) s príslušenstvom.*

Parametre ultrazvukového poľa boli merané ihlovým hydrofónom Precision Acoustics (Precision Acoustics, Veľká Británia) s priemerom meniča 0,5 mm (SN: 1057). Hydrofón je špeciálny elektroakustický menič, ktorý sa používa na meranie akustického tlaku ultrazvukových vln. Meranie hydrofónom sa považuje za bodové vzhľadom k malým rozmerom meniča. Umožňuje merať vo veľmi širokom frekvenčnom pásme. Ultrazvukové vlny dopadajú kolmo na hydrofón, čím je maximalizovaná citlivosť merania. Konštrukcia hydrofónov je z piezoelektrických organických polymérov. Podľa normy polyvinylidenfluorid (PVDF) alebo piezokeramika (PZT). Hlavnou výhodou ihlových hydrofónov je možnosť ich použitia v miestach s horšou dostupnosťou (napr. meranie v ozvučovanom tkanive). Nevýhodou je veľká citlivosť a náchylnosť hydrofónu na poškodenie. Hydrofón sa môže čistiť len jemným premývaním v destilovanej vode. Dopadajúca tlaková vlna generuje v hydrofóne elektrický signál, ktorý je zosilnený zabudovaným zosilňovačom a privedený na vstup osciloskopu. Z obrazovky osciloskopu odčítame časovú závislosť napätia hydrofónu  $u(t)$ . Citlivosť hydrofónu  $M(f)$  je závislá na frekvencii ultrazvukového vlnenia a vo väčšine sa udáva v mV/MPa. Na zaistenie presnosti absolútnych meraní akustického tlaku je nutná pravidelná kalibrácia hydrofónu.

Pre ultrazvukovú hlavicu sme merali vyžarovaciu charakteristiku prostredníctvom lineárnych a plošných skenov v špecifických rovinách. Plocha skenu pokrývala štvorcovú oblasť s rozmermi 45 x 45 mm. Parametre ultrazvukového poľa boli merané v 31 x 31 bodoch s krokom 1,5 mm. Centrálny bod skenu ležal v osi zväzku. Riadiaci softvér testovacej vane pre každý bod skenu zaznamenáva digitalizovaný časový priebeh elektrického napätia generovaného hydrofónom pri dopade ultrazvukového impulzu. Aby boli vylúčené náhodné odchýlky je každý zaznamenaný priebeh signálu priemerom z 33 po sebe idúcich meraní. Pri vyhodnocovaní skenu je každý meraný bod charakterizovaný číselným parametrom, ktorý odpovedá súčtu štvorcových hodnôt napätia nameraných v jednotlivých časových okamihoch  $\sum U_i^2$ . Tento parameter je úmerný celkovému množstvu akustickej energie obsiahnutej v snímanom ultrazvukovom impulze, pretože veľkosť napätí generovaného hydrofónom je úmerná dopadajúcemu akustickému tlaku. Intenzita ultrazvukového vlnenia je úmerná štvorcu akustického tlaku. [21]

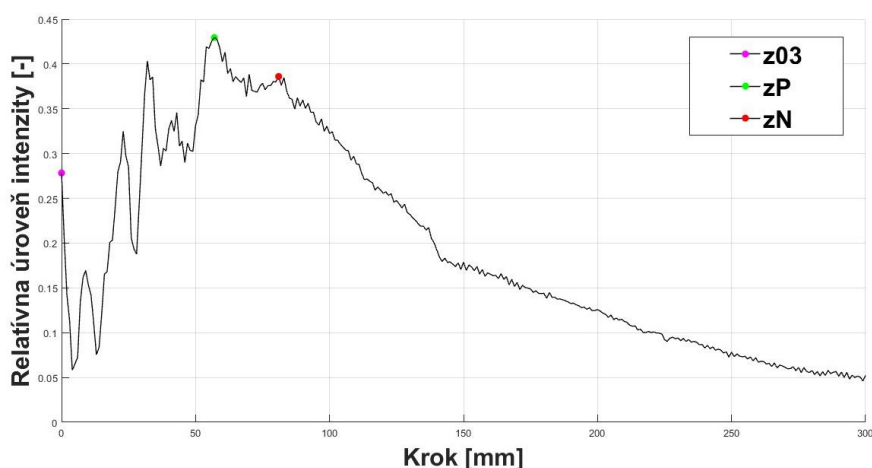
### 5.2.1 Meranie ultrazvukového poľa ultrazvukovej hlavice prístroja UltraMARP D79

Na meranie vyžarovacej charakteristiky sme zvolili 1 MHz hlavicu ultrazvukového terapeutického prístroja UltraMARP D79. Celé meranie prebiehalo pri kontinuálnom režime. Hlavicu sme ponorili do testovacej vane oproti hydrofónu (obr. 5.8). Pomocou planárneho skenu sme našli bod s najväčšou intenzitou a tento bod sme zvolili za referenčný bod  $[0,0,0]$ . K nemu sme následne vzťahovali všetky namerané údaje. Referenčný bod sme určovali v planárnej rovine 3 mm od čela ultrazvukovej hlavice.



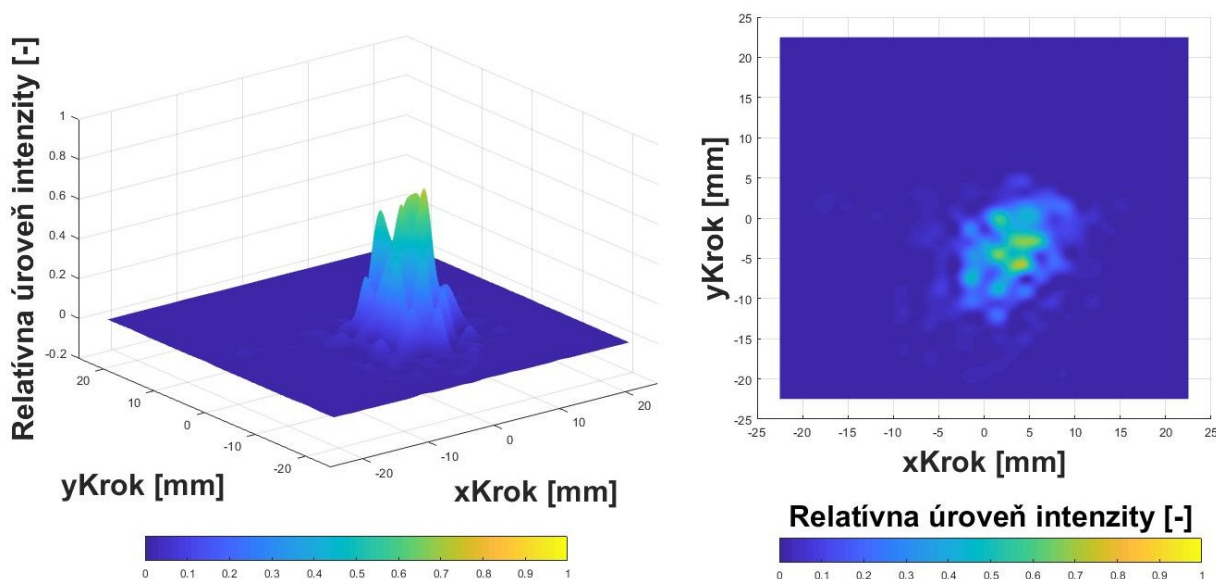
Obr. 5.8: Inštalácia aplikačnej hlavice v držiaku umiestnená oproti hydrofónu.

Skenovanie po osi  $z$  sme podľa normy nastavili na počet vzoriek 301 s krokom 1 mm. Získali sme celkový profil ultrazvukového zväzku zobrazený na obr. 5.9. Na základe tohto grafu vieme určiť v akej vzdialenosti sa nachádza bod s maximálnou amplitúdou ( $z_P$ ) a bod posledného maxima ( $z_N$ ). Následne v týchto miestach urobíme planárne skeny, ktorých hodnoty budeme potrebovať k výpočtu efektívnej radiačnej plochy ( $A_{ER}$ ) a nehomogenity zväzku ( $R_{BN}$ ). Podľa vzorca (2.9) v kapitole 2.2.1 sme vypočítali, že maximum blízkeho poľa by malo byť vzdialené 200 mm od referenčnej hodnoty. Podľa obr. 5.9 však zistujeme, že maximum blízkeho poľa je vzdialené 81 mm od čela ultrazvukovej hlavice. Môže to byť spôsobené tým, že nevysiedla celá hlavica, a preto sa blízke pole skrátilo.

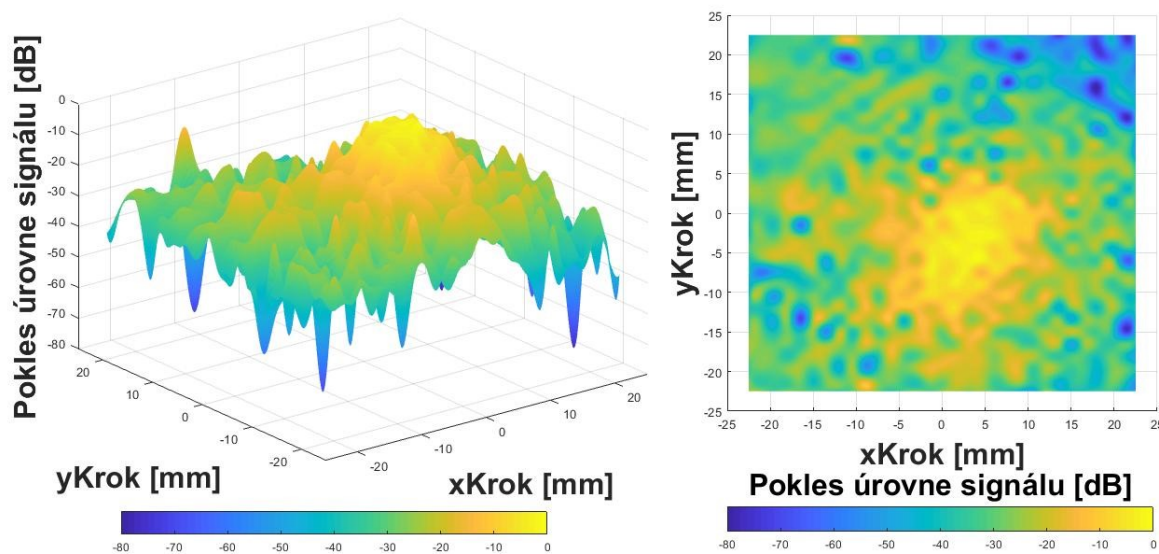


Obr. 5.9: Priebeh relatívnej úrovne intenzity ultrazvukového poľa v smere osi  $z$ .

Na obr. 5.10 a obr. 5.11 je vykreslené priestorové rozloženie akustickej energie vysielanej ultrazvukovou hlavicou v bode, ktorý sa nachádza 3 mm od čela ultrazvukovej hlavy. Je vidieť, že sme v oblasti blízkeho poľa, ktoré je typické nerovnomernosťou rozloženia intenzity. Z grafu sa javí, že hlavica ultrazvuku nie je symetrická, a zároveň jej stred je vychýlený z bodu [0,0].



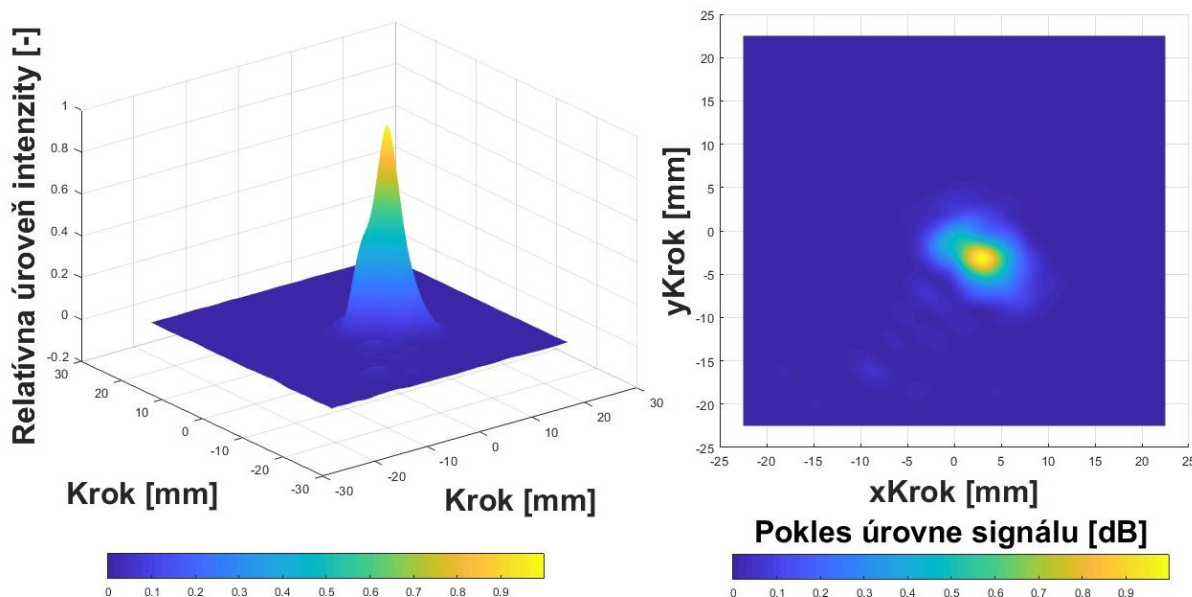
Obr. 5.10: Relatívna úroveň intenzity ultrazvuku (vľavo) a priestorové rozloženie ultrazvukovej energie (vpravo) v bode vzdialenom 3 mm od čela ultrazvukovej hlavy v smere osi z.



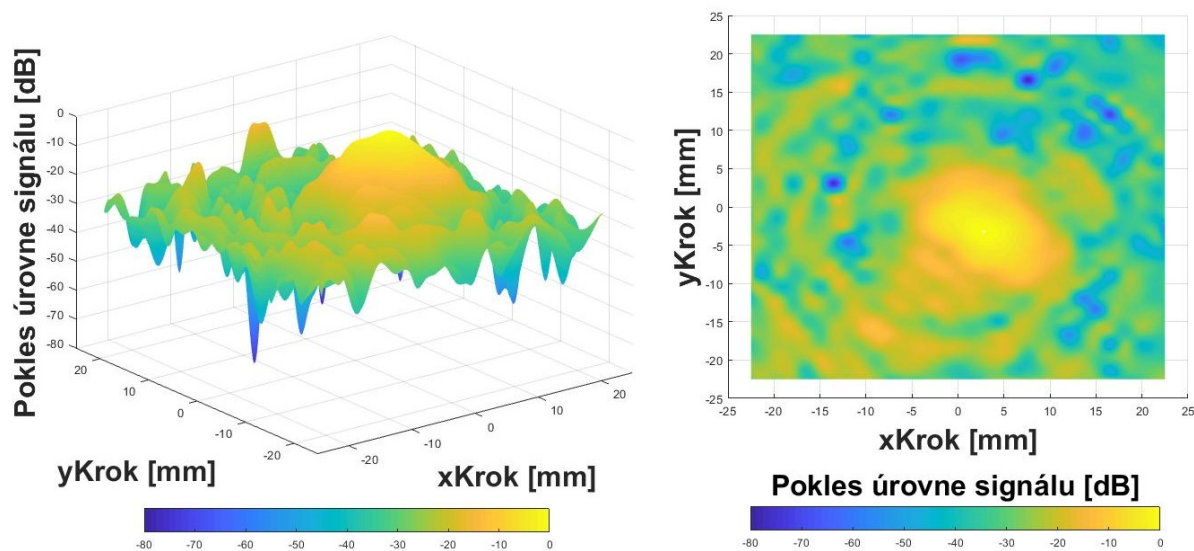
Obr. 5.11: Pokles úrovne signálu (vľavo) a priestorové rozloženie ultrazvukovej energie (vpravo) v bode vzdialenom 3 mm od čela hlavy v smere osi z.



Na obr. 5.12 a obr. 5.13 je vykreslené priestorové rozloženie akustickej energie vysielanej ultrazvukovou hlavicou v bode maxima  $z_p$ , ktorý sa nachádza 57 mm od hlavice. V tomto bode sme našli nové maximum, ktoré je oveľa ostrejšie od pôvodného maxima stanoveného v bode vzdialenom 3 mm od čela hlavice. V novom maxime sme urobili plošný sken. Maximum sa nachádza mimo nášho stredu, a preto sme všetky namerané hodnoty vzťahovali k úplnému maximu. Pole ultrazvukovej hlavice je asymetrické.

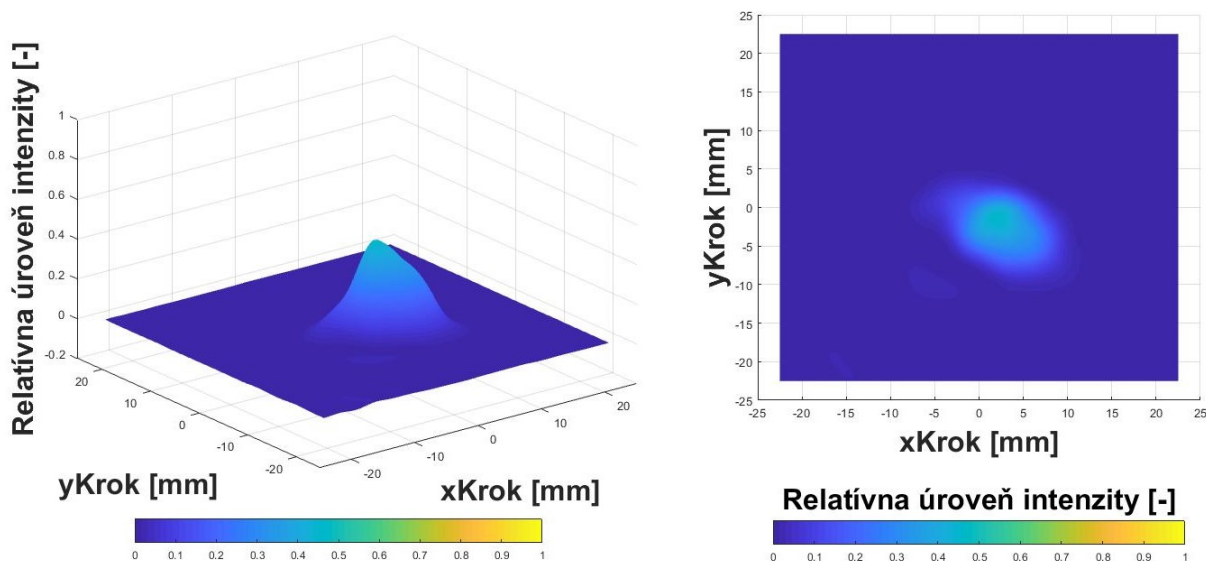


Obr. 5.12: Relatívna úroveň intenzity ultrazvuku (vľavo) a priestorové rozloženie ultrazvukovej energie (vpravo) v bode absolútneho maxima.

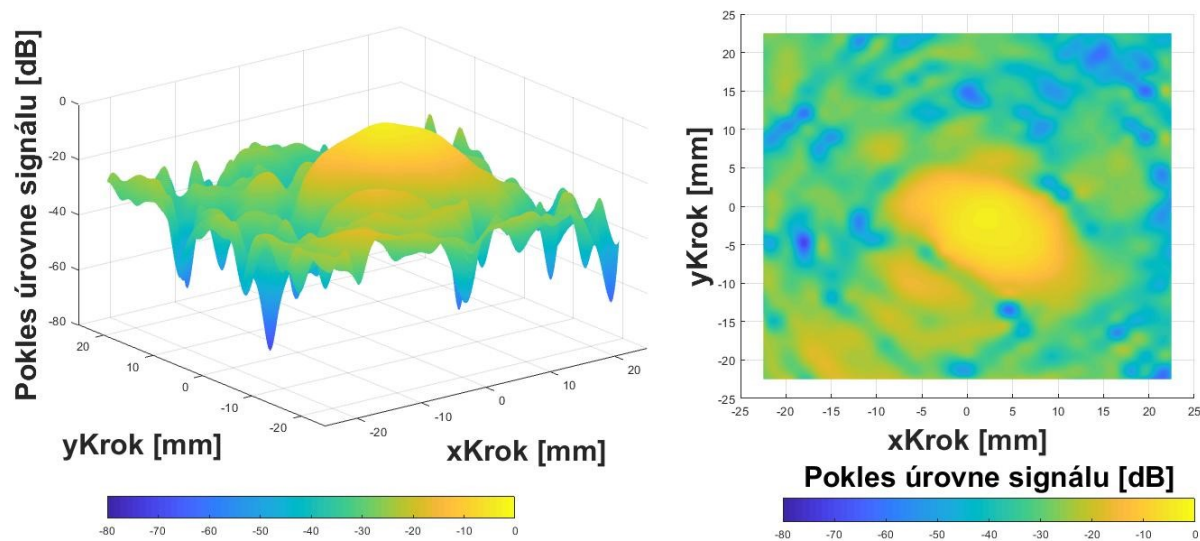


Obr. 5.13: Pokles úrovně signálu (vľavo) a priestorové rozloženie ultrazvukovej energie (vpravo) v bode absolútneho maxima.

Na obr. 5.14 a obr. 5.15 je vykreslené rozloženie akustickej energie vysielanej ultrazvukovou hlavicou v bode posledného axiálneho maxima  $z_N$ , ktorý sa nachádza 81 mm od hlavice.



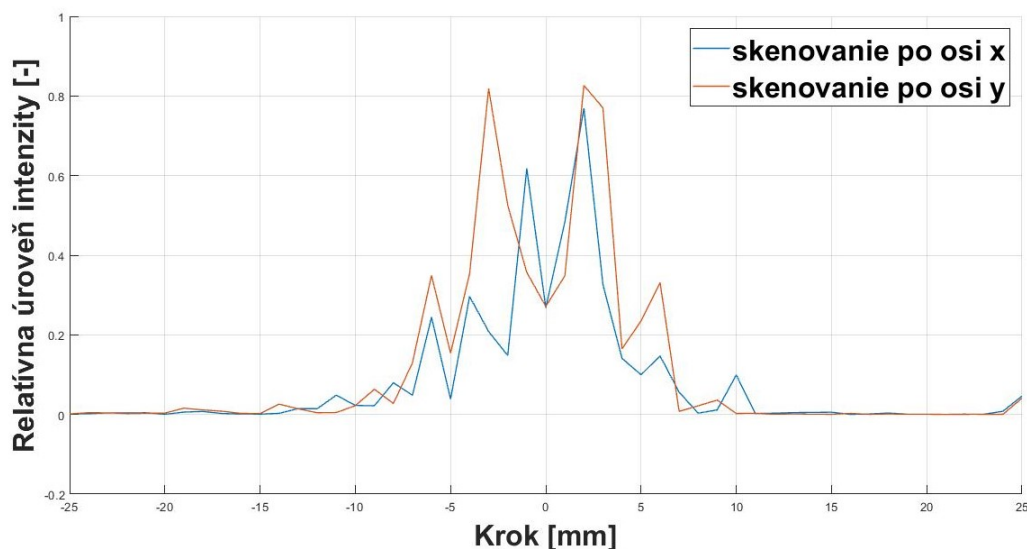
Obr. 5.14: Relatívna úroveň intenzity ultrazvuku (vľavo) a priestorové rozloženie ultrazvukovej energie (vpravo) v bode posledného maxima.



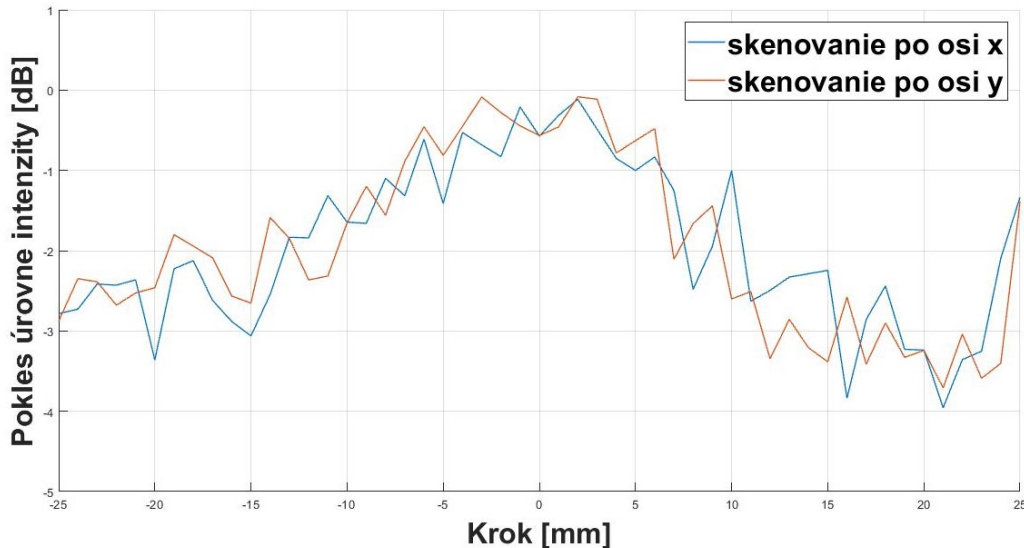
Obr. 5.15: Pokles úrovne signálu (vľavo) a priestorové rozloženie ultrazvukovej energie (vpravo) v bode posledného maxima.



Na obr. 5.16 je vykreslené rozloženie akustickej energie v osi x a v osi y v bode, ktorý sa nachádza 3 mm od čela hlavice. Graf by mal byť súmerný podľa bodu 0 na osi x, a zároveň by os x a y mali byť totožné. Môžeme konštatovať, že s malými odchýlkami je množstvo vyžiarenej akustickej energie hlavice symetrické. Pokles intenzity je na oboch osiach o 3,5 dB (obr. 5.17). Z grafu je zrejmé, že sme v blízkom poli, nakoľko intenzita osciluje ako okolo osi x tak aj osi y. Na grafe nie je žiaden hlavný lalok ale len postranné.

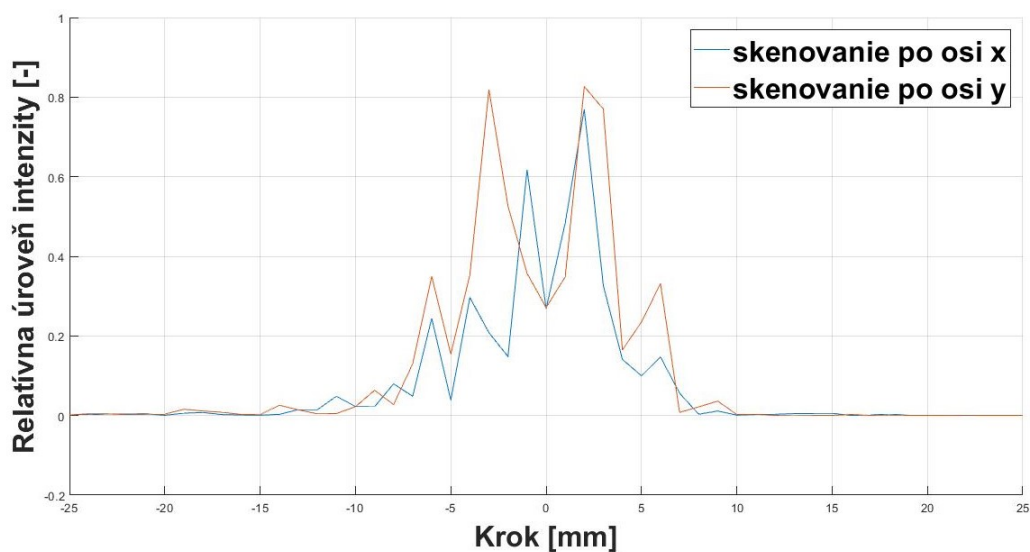


Obr. 5.16: Rozloženie akustickej energie v osi x (modrá) a v osi y (červená) vo vzdialenosti 3 mm od čela hlavice v smere osi z.

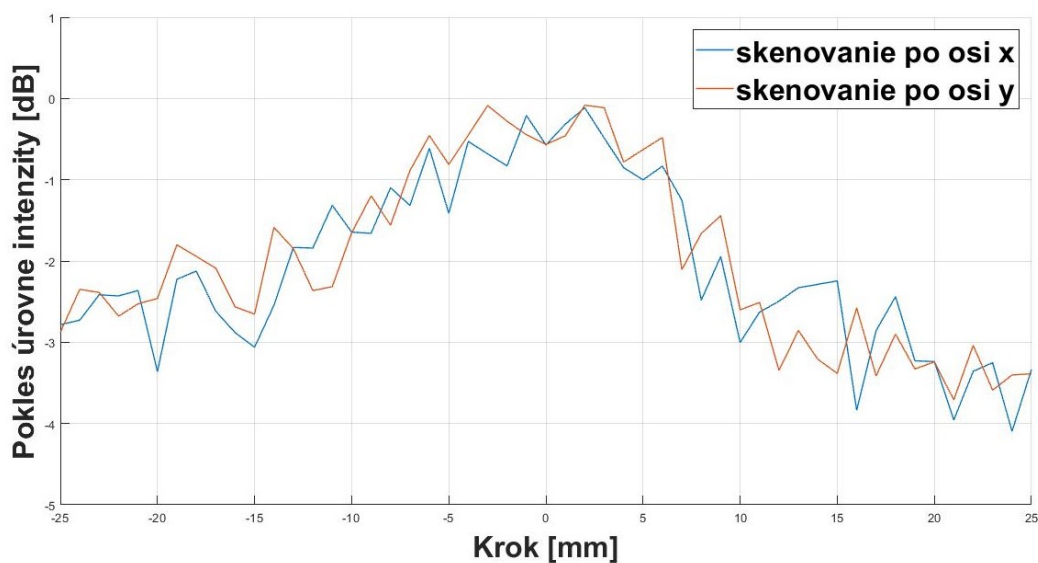


Obr. 5.17: Pokles úrovne intenzity v osi x (modrá) a v osi y (červená) vo vzdialenosti 3 mm od čela hlavice v smere osi z.

Na obr. 5.18 a obr. 5.19 je vykreslené rozloženie akustickej energie v osi x (modrá farba) a v osi y (červená farba) v bode, ktorý sa nachádza 4 mm od čela hlavice. Opäť môžeme povedať, že os x je s miernymi nezrovnalosťami symetrická.

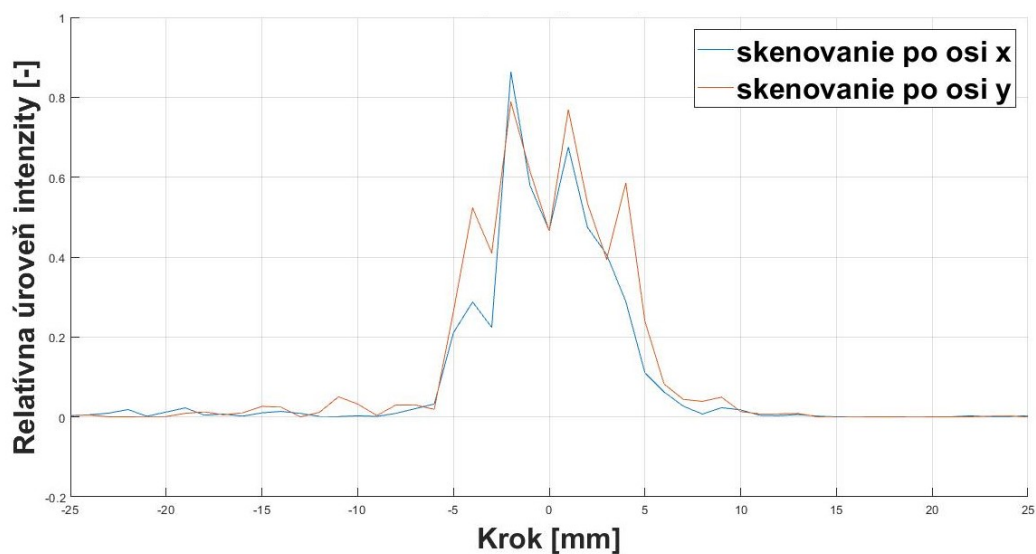


Obr. 5.18: Rozloženie akustickej energie v osi x (modrá) a v osi y (červená) vo vzdialenosti 4 mm od čela hlavice v smere osi z.

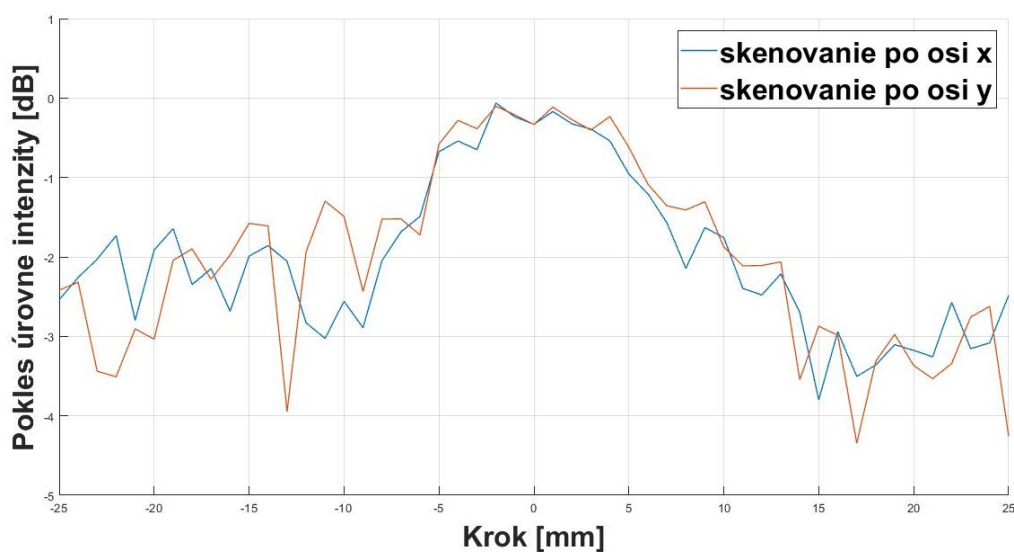


Obr. 5.19: Pokles úroveň intenzity v osi x (modrá) a v osi y (červená) vo vzdialenosti 4 mm od čela hlavice v smere osi z.

Na obr. 5.20 a obr. 5.21 je vykreslené rozloženie akustickej energie v osi x (modrá farba) a v osi y (červená farba) v bode, ktorý sa nachádza 23 mm od čela hlavice. Hroty na osi x takmer kopírujú tie na ose y.

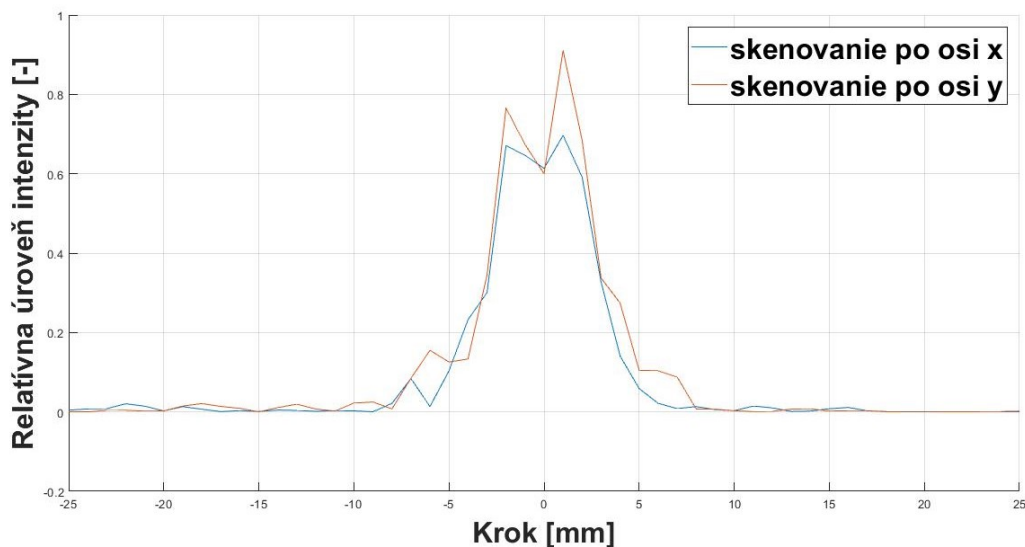


Obr. 5.20: Rozloženie akustickej energie v osi x (modrá) a v osi y (červená) vo vzdialenosti 23 mm od čela hlavice v smere osi z.

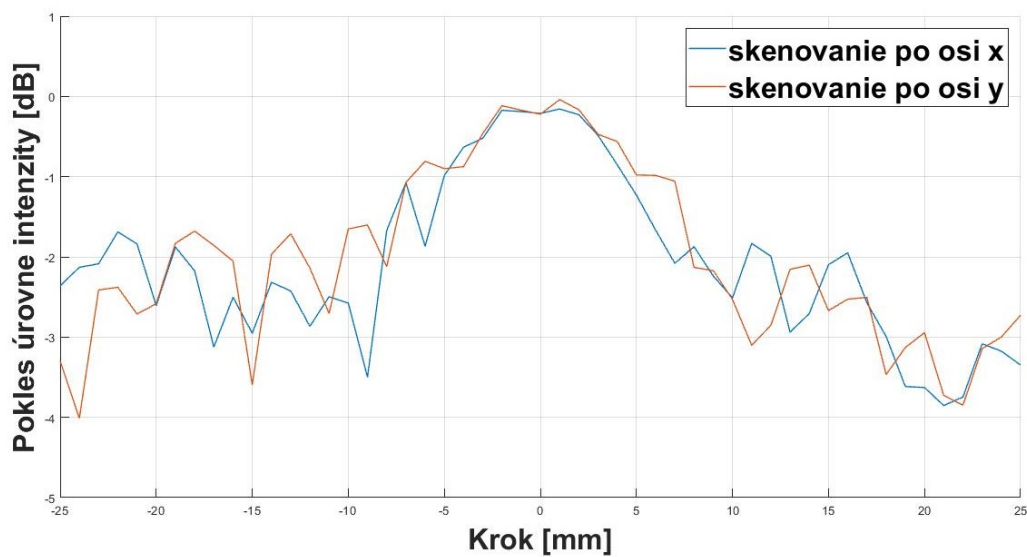


Obr. 5.21: Pokles úrovne intenzity v osi x (modrá) a v osi y (červená) vo vzdialenosti 23 mm od čela hlavice v smere osi z.

Na obr. 5.22 a obr. 5.23 je vykreslené rozloženie akustickej energie v osi x (modrá farba) a v osi y (červená farba) v bode, ktorý sa nachádza 32 mm od čela hlavice v smere osi z.

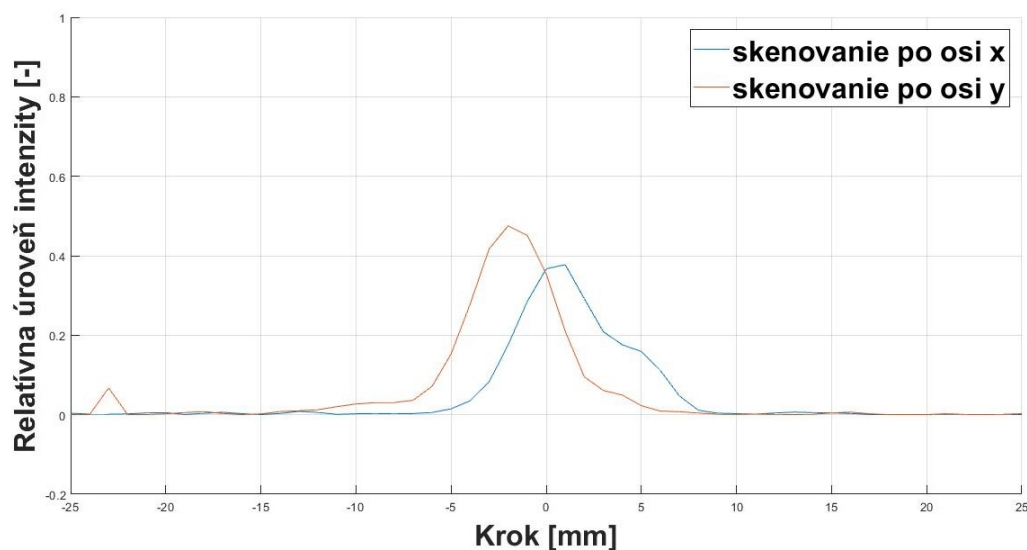


Obr. 5.22: Rozloženie akustickej energie v osi x (modrá) a v osi y (červená) vo vzdialenosti 32 mm od čela hlavice v smere osi z.

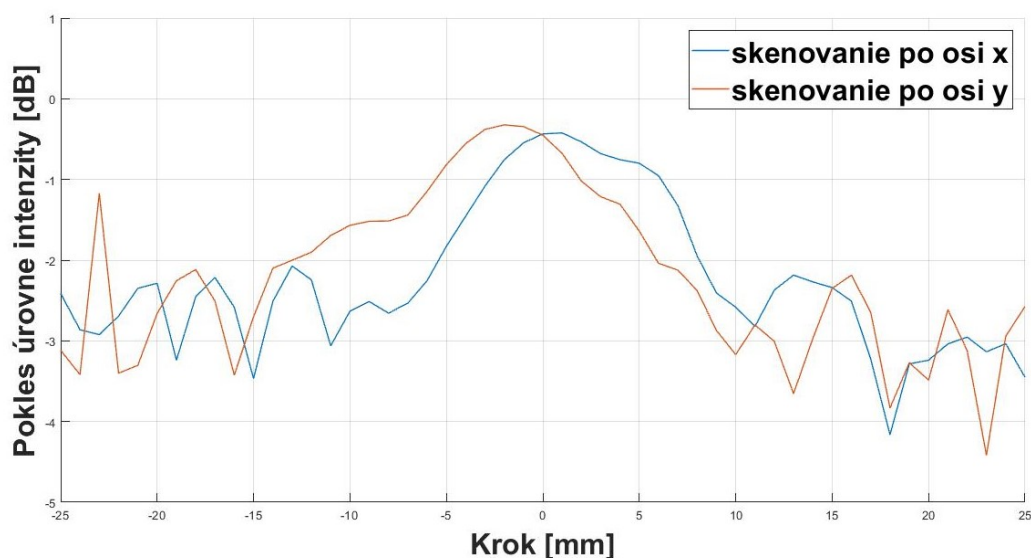


Obr. 5.23: Pokles úrovnice intenzity v osi x (modrá) a v osi y (červená) vo vzdialenosti 32 mm od čela hlavice v smere osi z.

Na obr. 5.24 je vykreslené rozloženie akustickej energie v osi x (modrá farba) a v osi y (červená farba) v bode, ktorý sa nachádza 57 mm od čela hlavice. Pokles intenzity je na osi x a osi y o 3 dB (obr. 5.25).



Obr. 5.24: Rozloženie akustickej energie v osi x (modrá) a v osi y (červená) vo vzdialenosti 57 mm od čela hlavice v smere osi z.



Obr. 5.25: Pokles úrovne intenzity v osi x (modrá) a v osi y (červená) vo vzdialenosti 57 mm od čela hlavice v smere osi z.

### 5.2.2 Výpočet efektívnej radiačnej plochy ( $A_{ER}$ ) a nehomogenita zväzku ( $R_{BN}$ ) ultrazvukovej terapeutickkej hlavice

Hodnota efektívnej radiačnej plochy a nehomogenita zväzku vychádza z normy IEC 61689. Efektívna radiačná plocha je určená plošným skenom v rovine kolmej na smer ultrazvukového zväzku vo vzdialenosti 3 mm od ultrazvukovej hlavice.  $A_{ER}$  aplikačnej hlavice je odvodená z priečného skenu ultrazvukového paprsku ( $A_{BCS}$ ). Nakoľko výpočet  $A_{ER}$  pozostáva z plošných skenov, norma špecifikuje spôsob skenovania.

- Všetky plošné skeny musia mať štvorcový tvar, pričom centrálny bod je v strede zväzku a v rovine kolmej na orientáciu osi ultrazvukového paprsku. Skenovanie nesmie byť kontinuálne. Je nutné, aby bolo realizované v diskretných krokoch s hodnotou rms (root mean square) alebo vrcholovým napätím meraným v každom bode.
- Hranice plošného skenovania budú dostatočne veľké na zabezpečenie toho, že úroveň signálu nachádzajúceho sa kdekoľvek mimo skenovaných hraníc bude najmenej o 26 dB nižšia než vrchol signálu.
- Veľkosť kroku by mala byť dostatočne malá. Najmenej však 31 meraní naprieč celej šírky snímanej plochy. V konečnom dôsledku musí byť skenovaná plocha veľká minimálne 31 x 31 bodov.
- Úroveň šumu  $U_N$  bude odčítaná od každého nameraného signálu a výsledné napätie  $U'_i$  bude rovné:

$$U'_i = \sqrt{U_i^2 - U_N^2}. \quad (5.1)$$

- Šum bude odvodený z normy IEC 62127-1. Hydrofón sa privedie do pozície ďaleko od ultrazvukového poľa, kde nie je detekovaný žiadny akustický signál.

Celková stredná hodnota akustického tlaku  $pms_t$  je úmerná sume kvadrátu napätí nameraných plošným skenovaním. Je daná rovnicou:

$$pms_t = \sum_{i=1}^N \frac{(U'_i)^2}{M_L^2} \quad (5.2)$$

kde  $N$  je celkový počet bodov skenu,  $U'_i$  je napätie po odstránení šumu  $i$ -tého bodu skenu a  $M_L$  je celková citlivosť hydrofónu. Pre výpočet  $A_{BCS}$  je potrebné zoradiť hodnoty  $U'_i$  do zostupného poradia. Pomocou sumácie hodnôt bude získaná hodnota  $n$ , ktorá odpovedá nasledujúcim vzťahom:

$$\frac{1}{M_L^2} \sum_{i=1}^n (U'_i)^2 \leq 0,75 pms_t \quad (5.3)$$

$$\frac{1}{M_L^2} \sum_{i=1}^{n+1} (U'_i)^2 > 0,75 pms_t. \quad (5.4)$$

Z postupu je zjavné, že sa nám hodnoty  $M_L$  vykrátia, preto kalibrácia hydrofónu nijako výsledok neovplyvní. Hodnota  $A_{BCS}$  v  $\text{cm}^2$  je daná vzťahom:

$$A_0 \cdot n, \quad (5.5)$$

kde  $A_0$  je jednotková plocha plošného skenu ( $A_0 = s^2$ , pričom  $s$  je veľkosť kroku). Pre spoľahlivé určenie  $A_{BCS}$  musí byť počet bodov  $n$  väčší ako 100. **Efektívnu radiačnú plochu  $A_{ER}$**  ultrazvukovej hlavice určíme nasledovne:

$$A_{ER} = F_{ac} A_{BCS}(0,3) = 1,354 A_{BCS}(0,3), \quad (5.6)$$

Povolená odchýlka je  $\pm 20\%$ .

Na výpočet nehomogenity zväzku si ako prvé určíme maximum rms akustického tlaku  $p_{max}$  v poli, ktorý nameriame na pozícii  $z_p$ . Potrebujeme určiť  $A_{BCS}$  na pozícii 0,3 cm od ultrazvukovej hlavice a v pozícii posledného axiálneho maxima  $z_N$ . Analýzou získame  $A_{BCS}(0,3)$ ,  $A_{BCS}(z_N)$  a celkovú strednú hodnotu kvadrátu akustického tlaku  $pms_t$  v každom bode roviny. **Nehomogenita zväzku** bude vypočítaná podľa rovnice:

$$R_{BN} = p_{max}^2 A_{ER} / (\overline{pms_t \cdot s^2}), \quad (5.7)$$

kde

$$\overline{pms_t \cdot s^2} = \frac{1}{2} \{ [pms_t(0,3) \cdot s^2(0,3)] + [pms_t(z_N) \cdot s^2(z_N)] \}. \quad (5.8)$$

Norma povoľuje odchýlku  $\pm 30\%$ .

Z normy vieme určiť typ zväzku pomocou koeficientu aktívnej plochy  $Q$ , ktorú vypočítame:

$$Q = \frac{m}{A_{BCS}(0,3)}, \quad (5.9)$$

kde  $m$  je gradient aktívnej plochy. Je to gradient línie spájajúcej priečny sken v pozícii 0,3 cm ( $A_{BCS}(0,3)$ ) a priečny sken v pozícii posledného axiálneho maxima akustického tlaku ( $A_{BCS}(z_N)$ ). Môžu nastať 3 situácie:

- $Q > 0,1 \text{ cm}^{-1}$  - zväzok je divergentný.
- $-0,05 \text{ cm}^{-1} \leq Q \leq 0,1 \text{ cm}^{-1}$  – zväzok je kolimovaný.
- $Q < -0,05 \text{ cm}^{-1}$  – zväzok je konvergentný. [21]

Po dosadení nameraných hodnôt do vzorcov z normy IEC 61689 sme vypočítali, že efektívna radiačná plocha má veľkosť  $1,706 \text{ cm}^2$ . Efektívna radiačná plocha určená výrobcom je  $9 \text{ cm}^2$ . Hodnoty sa nám nezhodujú a nespĺňajú ani povolenú odchýlku. Chyba môže byť spôsobená tým, že nevysiela celá plocha ultrazvukovej hlavice. Rovnako je na tom aj hodnota nehomogenity zväzku, ktorá výpočtom vyšla 3,343 a v technickej dokumentácii je uvedená hodnota 5,0.

## 6 MERANIE ÚČINKU ULTRAZVUKU NA ĽUDSKÉ TKANIVO

Účinky ultrazvuku na ľudské tkanivo sme rozobrali v kapitole 2.3. V praktickej časti sme sa zamerali na tepelné účinky ultrazvuku, ktoré sú primárnym účinkom pri ultrazvukovej terapii. Model tkaniva bol ozvučovaný terapeutickým ultrazvukovým prístrojom dostupným v laboratóriu. Ultrazvukové pole sme testovali priamo v testovacej vani pomocou hydrofónu (kapitola 5.2) a nepriamo pomocou termovíznej kamery. Termovízna kamera nám ukázala rozloženie teploty v modeli tkaniva po ozvučovaní. Zisťovali sme aký teplotný rozdiel nastane vplyvom zmeny intenzity, doby ozvučovania a frekvencie.

### 6.1 AGAROVÝ FANTÓM

Vytvorili sme 5 % agarový fantóm, ktorý pozostával z 76 g agarového prášku a 1500 ml vody. Rovnaký fantóm používal vo svojej práci Vachutka (2007) pri overovaní tepelných účinkov diagnostického ultrazvukového prístroja a aj v roku 2009 na meranie priamych a nepriamych parametrov ultrazvukového poľa. V 5 % agarovom fantóme sa ultrazvuk šíri rýchlosťou 1525 m/s a jeho akustická impedancia je  $1,52 \cdot 10^6 \text{ kg/m}^2\text{s}$ . Akustická impedancia 5 % agarového fantómu je zhodná s akustickou impedanciou mäkkých tkanív ľudského organizmu. [11]

V 1500 ml studenej vody sme rozmiešali 76 g agarového prášku. Zmes sme zahrievali pokiaľ sa agar úplne nerozpustil a následne sme ho uviedli do varu. Nechali sme ho chvíľu odstáť a preliali do nádoby s rozmermi 90 x 105 x 160 mm. Agarový fantóm sme nechali cez noc zatuhnúť pri izbovej teplote.

### 6.2 TERMOVÍZNA KAMERA

Termografia je neinvazívna metóda, ktorá podáva informáciu o rozložení teploty skúmaného povrchu. Bezkontaktná termografia je založená na detekcii infračerveného žiarenia, vyžarovaného povrchom tela. Detekuje stredné (1400 – 3000 nm) a dlhovlnné (3000 nm – 1 mm) infračervené žiarenie vyžarujúce zo všetkých objektov s teplotou vyššou ako absolútna nula 0 K (-273,15 °C). [22]

Teplotu agarového fantómu sme snímali termovíznou kamerou FLIR E50 (obr. 6.1). Termovízna kamera funguje na princípe snímania infračerveného žiarenia vyžarovaného snímaným objektom. Spektrálny rozsah je 7,5 – 13  $\mu\text{m}$ . Termovízna kamera je vybavená nechladeným mikrobolometrickým detektorom. Minimálna vzdialenosť zaostrenia je 0,4 m. Zaostrovanie je manuálne. Displej má dotykovú obrazovku veľkú 3,5 palcov. Teplotný rozsah meria v rozmedzí -20 °C až +120 °C s presnosťou  $\pm 2$  °C.

Užívateľské rozhranie termovíznej kamery FLIR E50 [23]:

Obr. 6.1 A:

1. Kryt pre
  - USB-A konektor
  - USB mini-B konektor
  - Napájací konektor
2. Tlačidlo snímania
3. Úchyt statívu
4. Fokusačný prstenec
5. Infračervená šošovka

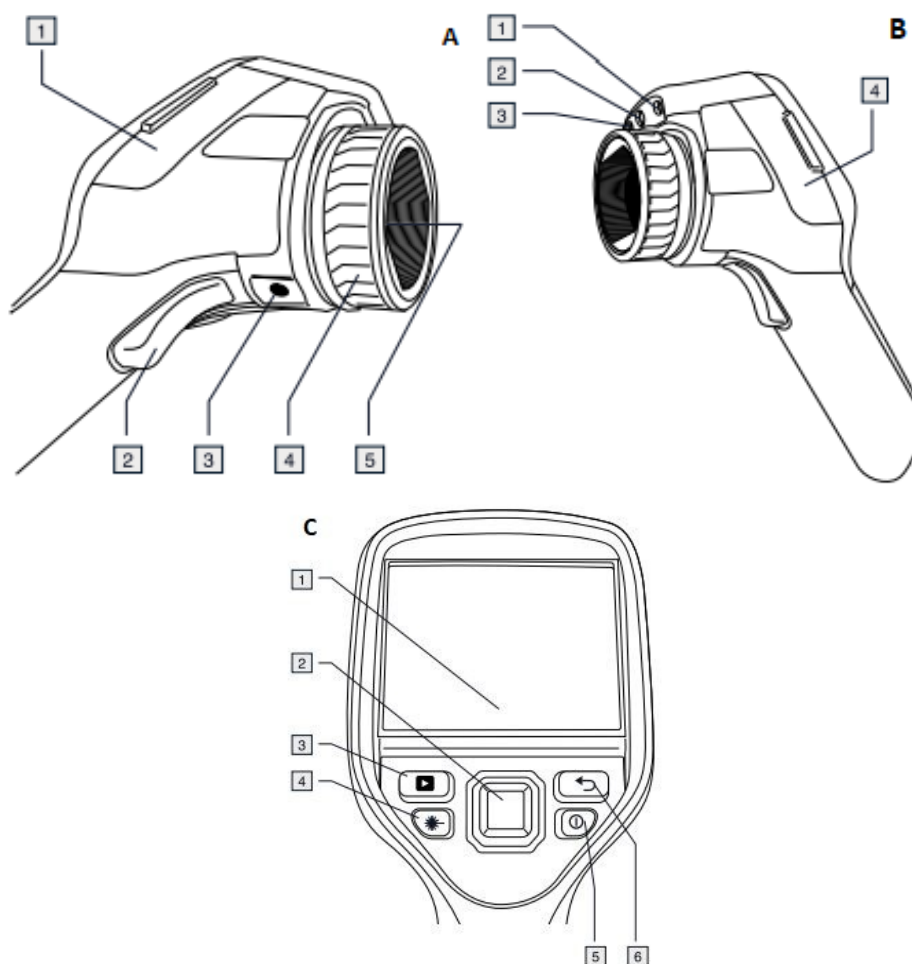


Obr. 6.1 B:

1. Ukazovateľ laseru
2. Blesk pre digitálny fotoaparát
3. Digitálny fotoaparát
4. Kryt pre
  - Konektor pre video
  - Pamäťová karta

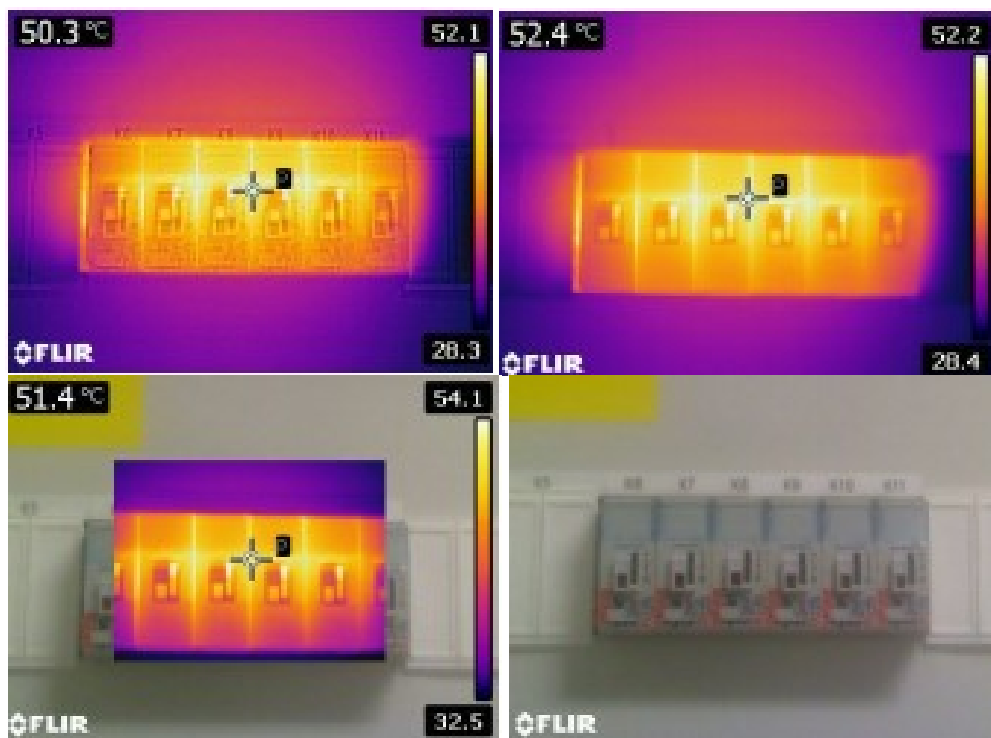
Obr. 6.1 C:

1. Dotykový LCD
2. Navigačný blok so stredovým tlačidlom
3. Galéria snímok
4. Tlačidlo zapnutia/ vypnutia ukazovateľa laseru
5. Tlačidlo vypnúť/ zapnúť
6. Tlačidlo návratu



Obr. 6.1: Užívateľské rozhranie termovíznej kamery FLIR E50. [23]

Je možné snímať štyri druhy snímok (obr. 6.2): multispektrálne dynamické snímanie, teplotné snímanie, obraz v obraze a kameru môžeme využiť aj ako digitálny fotoaparát. Pomocou režimu multispektrálneho dynamického snímania kamera nasníma infračervené snímky, kde sú zvýraznené okraje objektov. Režimom teplotného snímania získame obyčajný infračervený obraz. Použitím režimu obraz v obraze kamera zachytí infračervený obrazový rám, ktorý sa zobrazuje na vrchu digitálnej fotografie. [23]



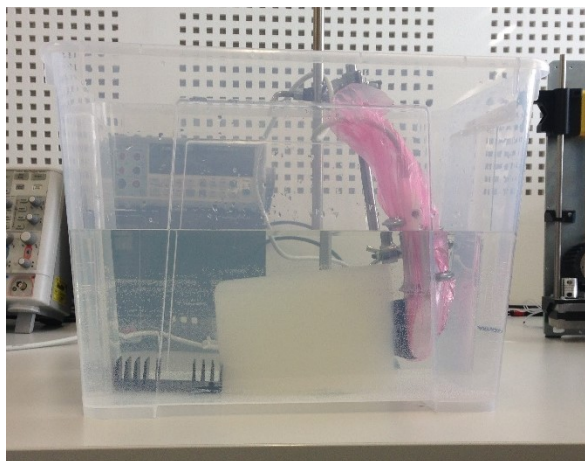
Obr. 6.2: Typy režimov snímania termovíznou kamerou FLIR E50: Multispektrálne dynamické snímame (vľavo hore), teplotné snímame (vpravo hore), obraz v obraze (vľavo dole) a digitálna snímka (vpravo dole). [23]

Najdôležitejším parametrom, ktorý je nutné správne nastaviť pred snímaním termovíznou kamerou, je emisivita. Tento parameter predstavuje zhoršenie vyžarovacích vlastností zdroja v porovnaní s absolútne čiernym telesom pri rovnakej teplote. Materiál predmetu a jeho povrchové úpravy obvykle vykazujú emisivitu v rozsahu 0,1 až 0,95. Čierne teleso má emisivitu rovnú 1. Preto je potrebné pred samotným meraním správne určiť emisivitu snímaného objektu. Ďalším parametrom, ktorý treba nastaviť je relatívna vlhkosť. Kamera môže kompenzovať skutočnosť, že priepustnosť závisí aj od relatívnej vlhkosti atmosféry. Pre krátke vzdialenosti a normálnu vlhkosť je možné relatívnu vlhkosť ponechať na predvolenej hodnote 50 %. [23]

Termovízna kamera sa využíva na kontrolovanie funkcie zariadení, ktoré sa spájajú s vedením tepla alebo s jeho absorpciou. Môže sa využívať napríklad na detekciu nedostatočnej izolácie, porúch na elektrických vedeniach,... Termovízia našla uplatnenie v energetike, hutníctve, stavebníctve, strojárstve, chemickom priemysle a dokonca aj v zdravotníctve. [11]

### 6.3 MERANIE TEPELNÝCH ÚČINKOV

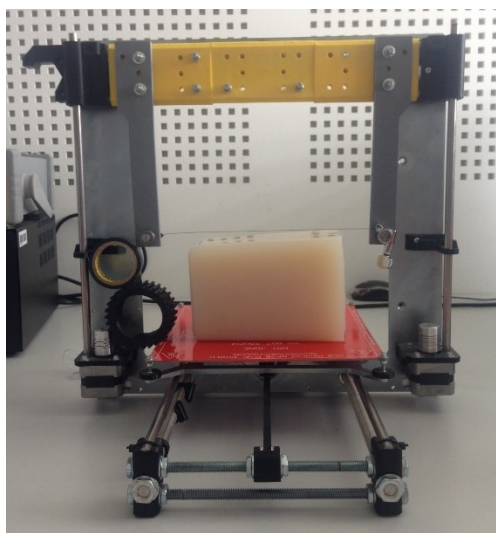
Meranie účinkov terapeutického ultrazvuku na agarový fantóm prebiehali v laboratóriu na katedre kybernetiky a biomedicínskeho inžinierstva na Vysoké škole banskej – Technickej univerzite Ostrava. Ozvučovanie agarového fantómu prebiehalo vo vodnom kúpeli (obr. 6.3), aby sme zabezpečili dokonalú väzbu medzi hlavícou a fantómom. Zároveň sme tým zabezpečili, že sa nebude odparovať voda z agarového fantómu. Vysychaním agarového fantómu dochádza k znižovaniu jeho teploty. Nádobu s rozmermi 390 x 280 x 280 mm sme naplnili vodou deň vopred aby sme zabezpečili rovnakú teplotu vody a okolitého prostredia.



*Obr. 6.3: Uloženie ultrazvukovej hlavice a agarového fantómu vo vodnom kúpeli.*

Agarový fantóm bol ozvučovaný terapeutickým prístrojom UltraMARP D79, ktorý je opísaný v kapitole 3.5. Pracovali sme s aplikačnou hlavicom s polomerom 1,6 cm a frekvenciou 1 MHz. Efektívna radiačná plocha je podľa technickej špecifikácie 9 cm<sup>2</sup>. Nehomogenita zväzku je 5. Aby sme sa uistili, že sa do ultrazvukovej hlavice nedostane voda vložili sme ju do vrecúška, vystrihli otvor veľkosti aplikačnej plochy a obalili izolačnou páskou.

Konštrukciu 3D tlačiarne sme využili ako nástroj na krájanie agarového fantómu. Ako nôž sme použili tenkú strunu z gitary. Rezačka agarového fantómu je zobrazená na obr. 6.4.



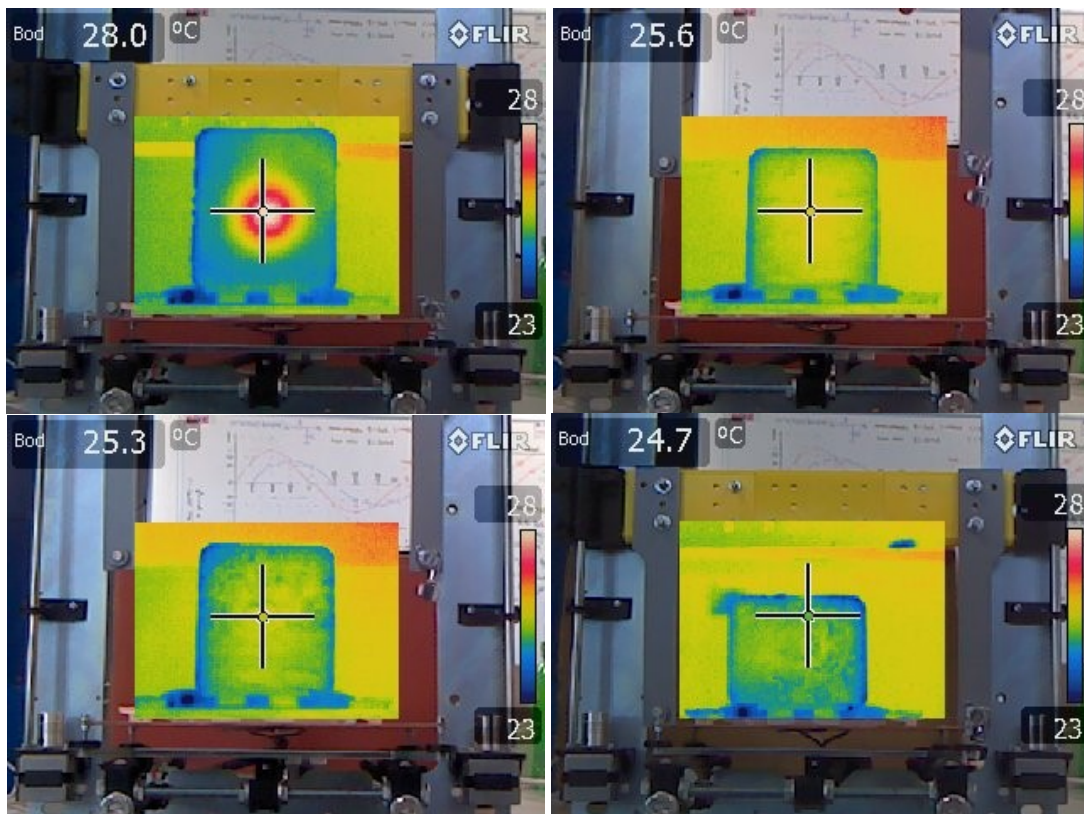
*Obr. 6.4: Rezačka agarového fantómu zložená z modifikovanej 3D tlačiarne a gitarovej struny.*

Celkové usporiadanie experimentu pozostáva z 3 častí:

- vodného kúpeľa – slúži na ozvučovanie agarového fantómu,
- rezačky – rezanie agarového fantómu,
- termovíznej kamery – snímanie teplotnej zmeny.

Do vodného kúpeľa sme ponorili ultrazvukovú hlavicu, ktorá bola pripevnená na stojane. Následne sme do kúpeľa vložili agarový fantóm, ktorý sme jednou stranou opreli o ultrazvukovú hlavicu. Nastavili sme terapeutický ultrazvukový prístroj na dobu ozvučovania 10 minút. Zvolili sme kontinuálny režim a intenzitu nastavili na 1 W/cm<sup>2</sup>. Prvým ozvučovaním sme chceli zistiť, či sa výsledky namerané v testovacej vani Precision Acoustics budú zhodovať s teplotným rozložením na agarovom fantóme. Po skončení terapie sme agarový fantóm položili na rezačku a pomocou termovíznej kamery sme nasníмали povrchovú teplotu fantómu (obr. 6.5). Následne sme fantóm rezali

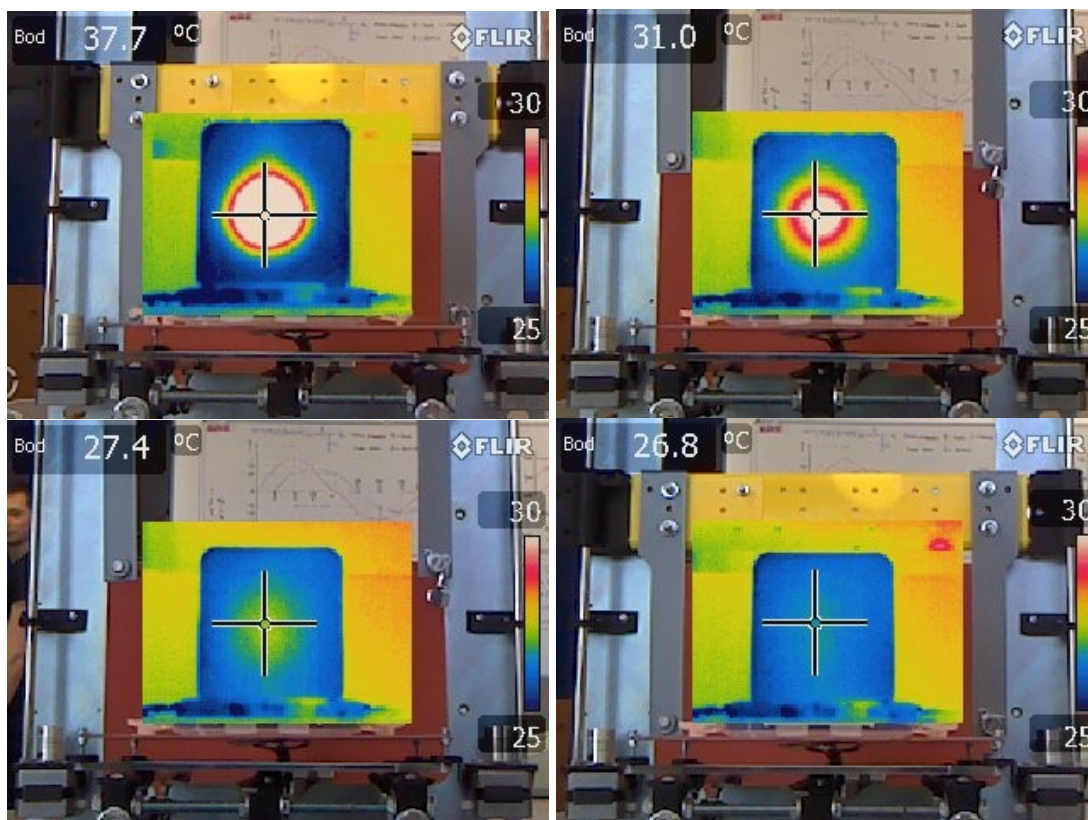
vo významných bodoch (bod najväčšieho maxima, bod posledného maxima a rez vo vzdialenom poli) po 30 mm od čela hlavice v smere osi z. Už pri prvom reze v hĺbke 30 mm nebola zaznamenaná výrazná teplotná zmena. Približne rovnakú teplotu sme očakávali aj vo vzdialenosti 60 a 90 mm od čela hlavice v smere osi z, čo sa nám potvrdilo a teplotná zmena je minimálna. Meranie sme opakovali ešte niekoľkokrát, ale výraznejšiu teplotnú zmenu sme vo vzdialenosti 60 mm od čela hlavice nezaznamenali.



Obr. 6.5: Rozloženie teploty agarového fantómu po ozvučovaní terapeutickým ultrazvukom s intenzitou  $1 \text{ W/cm}^2$  po dobu 10 minút: povrchová snímka (vľavo hore), rez v 30 mm od čela hlavice v osi z (vpravo hore), rez v 60 mm od čela hlavice v smere osi z (vľavo dole) a rez 90 mm od čela hlavice v smere osi z (vpravo dole).

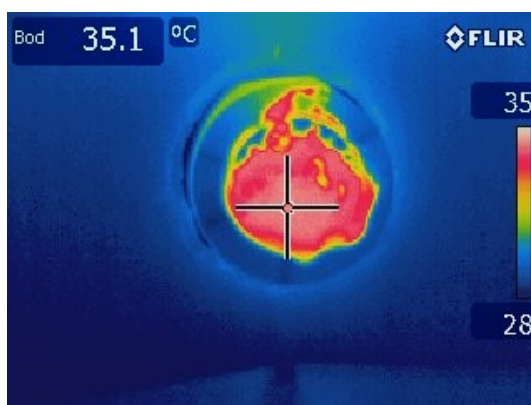
Zaujímalo nás, do akej vzdialenosti sa agarový fantóm prehrieva, a tak sme meranie opakovali so zmenenou hrúbkou rezu a zvýšili sme výkon a dobu ozvučovania. Nastavili sme terapeutický ultrazvukový prístroj na dobu ozvučovania 15 minút. Zvolili sme kontinuálny režim a intenzitu sme dali na maximálny výkon, čo v prípade terapeutického ultrazvuku UltraMARP D79 je  $3 \text{ W/cm}^2$ . Po skončení terapie sme agarový fantóm položili na rezačku a pomocou termovíznej kamery sme nasnímali povrchovú teplotu fantómu (obr. 6.6). Následne sme fantóm rezali po 10 mm od čela hlavice v smere osi z. V hĺbke 30 mm nebola zaznamenaná žiadna teplotná zmena, a tak sme v rezoch nepokračovali.





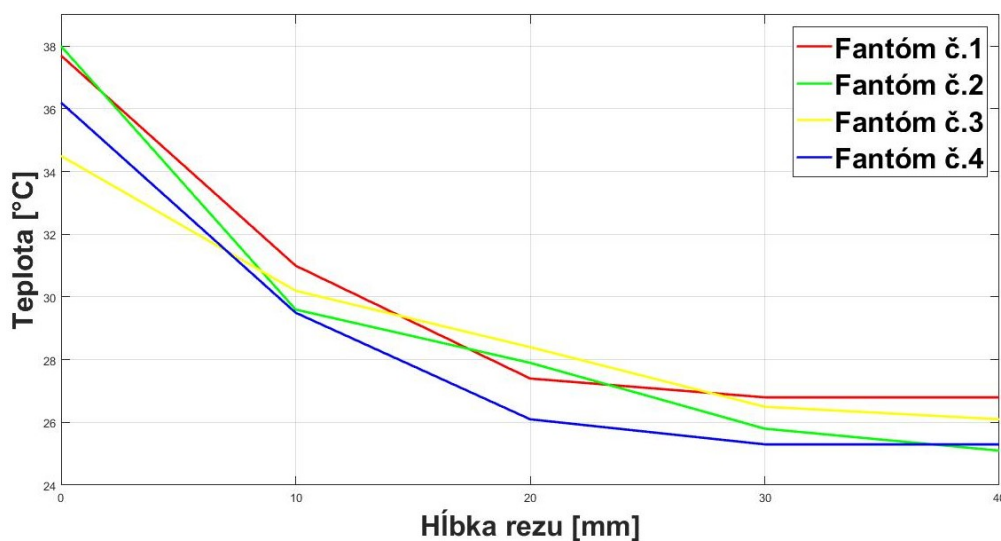
Obr. 6.6: Rozloženie teploty agarového fantómu po ozvučovaní terapeutickým ultrazvukom s intenzitou  $3 \text{ W/cm}^2$  po dobu 15 minút: povrchová snímka (vľavo hore), rez v 10 mm od čela hlavice v smere osi z (vpravo hore), rez v 20 mm od čela hlavice v smere osi z (vľavo dole) a rez 30 mm od čela hlavice v smere osi z (vpravo dole).

Ako môžeme vidieť na obr. 6.6 teplotná zmena bola najväčšia na povrchu a exponenciálne klesala. Teplotný rozdiel medzi povrchovou snímkou a ostatnými je očividný, a preto sme po ozvučovaní nasníмали teplotu ultrazvukovej hlavice v „tmavej komore“ vyrobenej z kartónovej krabice, ktorá eliminovala odraz okolitého infračerveného žiarenia. Na obr. 6.7 vidíme, že samotná ultrazvuková hlavica mala po ozvučovaní teplotu  $35,1 \text{ °C}$ , a teda agarový fantóm nebol ohrievaný len ultrazvukovým zväzkom, ale na povrchu nastal ohrev od samotnej hlavice.



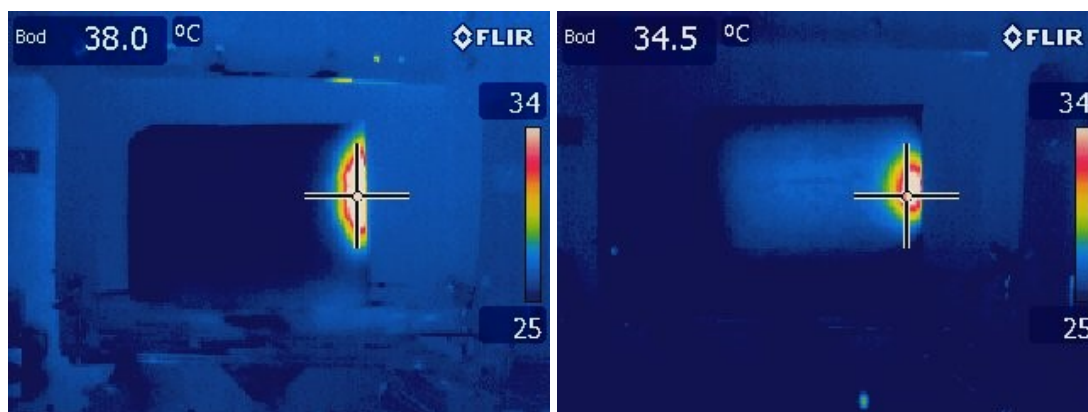
Obr. 6.7: Termovízna snímka teplotného ohreву ultrazvukovej hlavice po ozvučovaní agarového fantómu s intenzitou  $3 \text{ W/cm}^2$  po dobu 15 minút.

Zachovali sme hodnoty intenzity a času a meranie sme opakovali. Ako vidíme na obr. 6.8 teplota vo vzdialenosti 40 mm od čela hlavice v smere osi z bola konštantná.



Obr. 6.8: Priebeh teplotnej zmeny v závislosti od vzdialenosti od čela hlavice v smere osi z.

Aby sme si overili, či skutočne nenastáva ohrev agarového fantómu do väčšej vzdialenosti ako je 30 mm od čela hlavice v smere osi z, vytvorili sme rez po ose z čiže v smere ultrazvukového zväzku. Skúsili sme vytvoriť viac percentný agarový fantóm, čím sme zvýšili absorpciu ultrazvukového zväzku fantómom. Obr. 6.9 je jasným dôkazom, že ohrev tkaniva prešiel hlbšie do fantómu aj keď zmena teploty nie je výrazná.



Obr. 6.9: Rozloženie teploty po ozvučovaní agarového fantómu s intenzitou  $3 \text{ W/cm}^2$  po dobu 15 minút: 3 % agarový fantóm (vľavo) a 5 % agarový fantóm (vpravo).

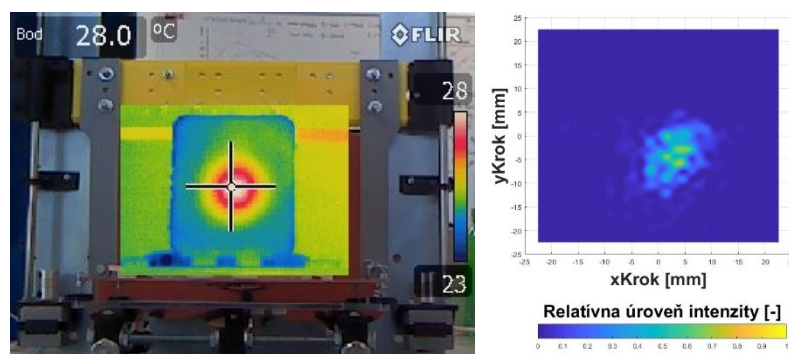
Po týchto výsledkoch sme usúdili, že ozvučovanie nižšími intenzitami bude mať na agarový fantóm rovnaký vplyv ako pri vysokých intenzitách.

## 7 ZHODNOTENIE VÝSLEDKOV

Na váhach radiačných síl Sartorius CP224 S sme merali výkon aplikačnej hlavice štyroch ultrazvukových hlavíc dvoch rôznych ultrazvukových terapeutických prístrojov. Pre testovanie 1 MHz ultrazvukovej hlavice prístroja UltraMARP D79 sme zvolili intenzitu približne  $1 \text{ W/cm}^2$ . Priemerný výkon vyšiel tiež približne  $1 \text{ W}$ . Pri skúške tejto hlavici s intenzitou  $2 \text{ W/cm}^2$  sme zistili, že výkon vyšiel až na  $5141 \text{ mW}$  čo je 3,5-krát viac. Otestovali sme všetky možnosti nastavenia intenzity a podľa obr. 5.4 v kapitole 5.1 je zrejmé, že intenzita stúpa exponenciálne a nie lineárne ako by sme čakali. 3 MHz ultrazvuková hlavica prislúchajúca k rovnakému prístroju pri zapnutí/vypnutí nereagovala. Hmotnosť však nepatrne stúpala z dôvodu neustáleho vyžarovania hlavice na nízkej intenzite (kapitola 5.1, obr. 5.5). Pri meraní s terapeutickým ultrazvukovým prístrojom UltraMARP D89 sme dospeli k rovnakému záveru. Obe hlavice sa správali podobne ako 3 MHz ultrazvuková hlavice terapeutického prístroja UltraMARP D79. Nakoľko sme na váhach radiačných síl zistili, že len jedna ultrazvuková hlavica je funkčná v ďalších meraniach sme pracovali už len s ňou.

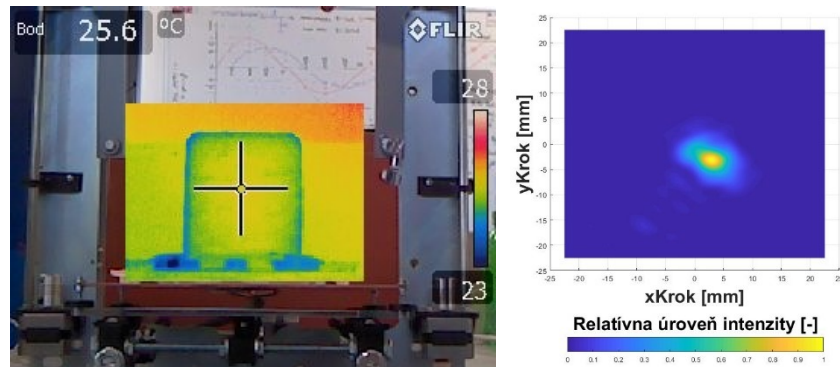
V testovacej vani Precision Acoustics sme pomocou hydrofónu merali vyžarovaciu charakteristiku ultrazvukovej hlavice. Skenovaním po osi z sme získali celkový profil ultrazvukového zväzku (obr. 5.9), podľa ktorého by bod posledného maxima, ktorý je koncovým bodom blízkeho poľa, mal ležať vo vzdialenosti 81 mm. Výpočtom zo vzorca (2.9) v kapitole 2.2.1, sme zistili, že bod posledného maxima by sa mal nachádzať vo vzdialenosti 200 mm od čela hlavice. Skratenie blízkeho poľa môže byť spôsobené tým, že nevysiela celá hlavica. Skenovaním v bode najväčšieho maxima sme objavili nové maximum, ktoré bolo vychýlené z referenčnej hodnoty, a preto sme všetky výsledky vzťahovali k novo nájdenému maximu. Aplikačná hlavica ultrazvukového prístroja by mala vykazovať kruhovú symetriu. Ako vidíme na obr. 5.14, obr. 5.16 a obr. 5.18 ultrazvukové pole budené meničom pripomína skôr ovál ako kruh. Z nameraných hodnôt sme boli schopní vypočítať efektívnu radiačnú plochu ultrazvukovej hlavice a následne ju porovnať s údajom uvádzaným v technickej špecifikácii. Výpočtom nám hodnota vyšla  $1,706 \text{ cm}^2$  pričom technická dokumentácia uvádza  $9 \text{ cm}^2$ . Vypočítali sme aj nehomogenitu zväzku, ktorá vyšla 3,343. Technická špecifikácia uvádza hodnotou 5. Po týchto zisteniach predpokladáme, že ultrazvuková hlavica nevysiela celá.

Na agarovom fantóme sme merali tepelné účinky ultrazvuku. Najvhodnejšie bolo použiť 5 % agarový fantóm, ktorý má akustickú impedanciu podobnú ľudskému tkanivu. Pri pokuse rezať agarový fantóm vo významných bodoch sme narazili na problém nakoľko ultrazvuk ohrieval fantóm do hĺbky maximálne 3 cm. Chceli sme porovnávať ultrazvukové pole namerané priamou metódou pomocou hydrofónu v testovacej vani Precision Acoustics so snímkami získanými nepriamou metódou z termovíznej kamery. Na obr. 7.1 je možné vidieť určitú podobu ultrazvukových polí.

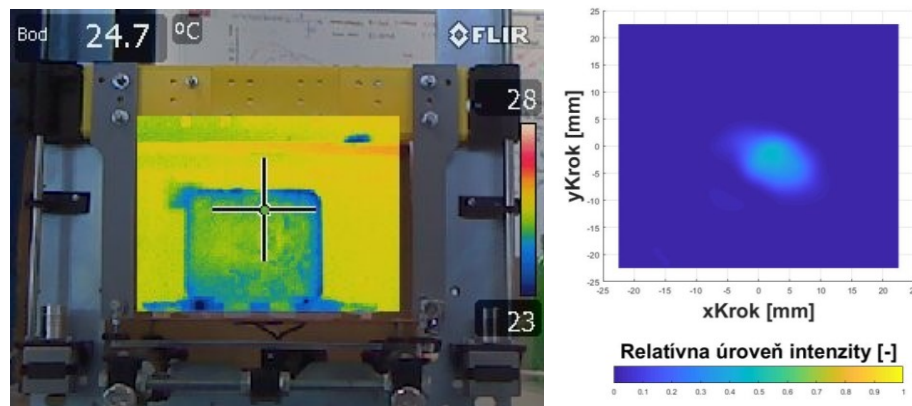


Obr. 7.1: Porovnanie ultrazvukového poľa pri snímaní termokamerou na povrchu ozvučovaného agarového fantómu pri intenzite  $1 \text{ W/cm}^2$  (vľavo) a meraní v testovacej vani Precision Acoustics vo vzdialenosti 3mm od čela hlavice v smere osi z pri rovnakej intenzite (vpravo).

Obr. 7.2 vľavo by mal ukazovať maximálne prehriatie nakoľko v tomto mieste sme našli najväčšie maximum. Je však zrejmé, že ohrev sa do tejto hĺbky nedostal. Totožná situácia nastala v hĺbke 90 mm (obr. 7.3).



Obr. 7.2: Porovnanie ultrazvukového poľa pri meraní termovíznou kamerou vo vzdialenosti 60 mm od čela hlavice v smere osi z ozvučovaného agarového fantómu pri intenzite  $1 \text{ W/cm}^2$  (vľavo) a meraní v testovacej vani Precision Acoustics vo vzdialenosti 57 mm od čela hlavice v smere osi z pri rovnakej intenzite (vpravo).



Obr. 7.3: Porovnanie ultrazvukového poľa pri meraní termovíznou kamerou vo vzdialenosti 90 mm od čela hlavice v smere osi z ozvučovaného agarového fantómu pri intenzite  $1 \text{ W/cm}^2$  (vľavo) a meraní v testovacej vani Precision Acoustics vo vzdialenosti 81 mm od čela hlavice v smere osi z pri rovnakej intenzite (vpravo).

Je však zrejmé, že porovnávanie ultrazvukových polí získaným pomocou hydrofónu a termovíznej kamery nie je úplne vhodné. Snímky z termovíznej kamery ukazujú, že zvýšenie teploty nastáva aj vo vzdialenejších častiach ultrazvukového zväzku, pričom pri meraní pomocou hydrofónu je maximálna intenzita v okolí osi ultrazvukového zväzku.

Pri testovaní vyššej intenzity a dlhšej doby ozvučovania sme taktiež nedostali uspokojivé výsledky. Ohrev nastal len do hĺbky 3 cm (obr. 6.6). Zistili sme, že agarový fantóm ohrieva nielen ultrazvukový zväzok, ale aj hlavica samotná. Pomocou rezov v smere ultrazvukového zväzku sme sa uistili, že ohrev nastáva len do hĺbky maximálne 3 – 4 cm. Na základe týchto poznatkov sme zistili, že ultrazvukové hlavice v laboratóriu nefungujú správne. Nebolo možné zmerať teplotný rozdiel pre rôzne intenzity a čas pôsobenia. Nemohli sme testovať ani 3 MHz hlavicu nakoľko sme na váhach radiačných síl zistili, že je nefunkčná.

Štatistické vyhodnotenie nie je možné z dôvodu malého počtu vzoriek.



## 8 TERAPEUTICKÝ ULTRAZVUK – LABORATÓRNA ÚLOHA

### 8.1 CIEĽ ÚLOHY

Prostredníctvom tejto laboratórnej úlohy sa naučíte:

- chápať princíp funkcie terapeutického prístroja
- overovať funkčnosť ultrazvukových hlavíc pomocou potravinárskeho farbiva
- vypočítať dĺžku blízkeho poľa
- vypočítať divergenciu ultrazvukového paprsku
- merať závislosť hmotnosti vyžiarenej energie ultrazvukovou hlavicom od času pomocou váh za účelom stanovenia množstva vyžiarenej energie
- merať teplotnú zmenu agarového fantómu za účelom pochopenia závislosti ohriatia fantómu vzhľadom na zmenu intenzity a frekvencie

### 8.2 ZADANIE

1. Zoznámte sa s terapeutickými ultrazvukovými prístrojmi v laboratóriu. Porovnajte technické parametre a príslušenstvo.
2. Overte funkčnosť ultrazvukových hlavíc pomocou potravinárskeho farbiva.
3. Vypočítajte dĺžku blízkeho poľa.
4. Vypočítajte divergenciu ultrazvukového paprsku vo vzdialenom poli.
5. Na váhach zmerajte množstvo vyžiarenej energie pre intenzitu  $1 \text{ W/cm}^2$  a následne hodnoty vyneste do grafu.
6. Ozvučujte agarový fantóm s intenzitou  $0,5 \text{ W/cm}^2$ ,  $1 \text{ W/cm}^2$  a  $2 \text{ W/cm}^2$ . So zvyšujúcou intenzitou znižujte dobu pôsobenia.
7. Zachovajte intenzitu na hodnote  $1 \text{ W/cm}^2$ . Dobu ozvučovania nastavte na 10 minút. Frekvenciu nastavte na 1 MHz. Tento bod opakujte s rovnakou intenzitou aj dobou ozvučovania pre frekvenciu 3 MHz.

### 8.3 PREDPOKLADANÉ ZNALOSTI

Pre túto úlohu sa vyžaduje naštudovanie:

- návod na obsluhu terapeutického ultrazvukového prístroja UltraMARP D79 a UltraMARP D89
- návod na obsluhu termovíznej kamery FLIR E50
- PENHAKER, M., Zdravotnícké elektrické prístroje 2, 2007, 8. kapitola: Ultrazvuková terapie

### 8.4 POUŽITÉ VYBAVENIE

- terapeutický ultrazvukový prístroj UltraMARP D79 alebo UltraMARP D89
- 1x počítačový kábel (ak ste pre úlohu zvolili prístroj UltraMARP D89)
- 1x ultrazvuková hlavica s frekvenciou 1 MHz
- 1x ultrazvuková hlavica s frekvenciou 3 MHz
- 1x stojan na uchopenie ultrazvukovej hlavice
- termovízna kamera

- 1x stojan na kameru
- 1x váhy
- 1x plastová nádoba s priemerom 7,5 cm
- 1x absorbér
- 1x stopky
- 5x agarového fantómu s rozmerom 9 x 10,5 x 16 cm
- 1x plastová nádoba s rozmermi 39 x 28 x 28 cm
- 11 l letnej vody z vodovodného kohútika
- 1x niť/gitarová struna s dĺžkou minimálne 20 cm
- 1x pravítko s dĺžkou minimálne 15 cm
- 1x kartónová krabica s rozmerom 31 x 21 x 11,5 cm
- 1x potravinárske farbivo
- 1x 1000 ml kadička s vodou

## 8.5 TEORETICKÝ ROZBOR

### 8.5.1 Ultrazvuk

Ultrazvuk je mechanické vlnenie s frekvenciou vyššou ako horná hranica ľudského sluchu (nad 20 kHz). Má malú vlnovú dĺžku čo umožňuje sústrediť celú energiu v požadovanom smere. Najlepšie sa šíri v tuhých látkach. Rýchlosť šírenia ultrazvuku v ľudskom tele je asi 1550 m/s. Šírenie ultrazvuku vo vzduchu je veľmi slabé. Z hľadiska šírenia ultrazvukovej energie je ľudský organizmus nehomogénnym a vrstevnatým prostredím. Každý orgán a tkanivo má vlastnú akustickú impedanciu. Na rozhraní týchto tkanív a orgánov (akustickom rozhraní) dochádza k odrazu, lomu a rozptylu.

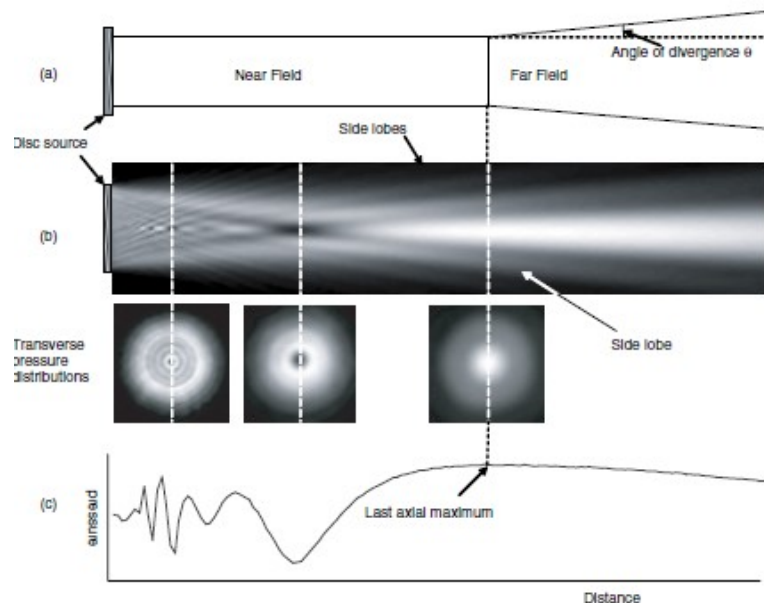
### 8.5.2 Ultrazvukové pole kruhového meniča

Ultrazvukové pole budené meničom môžeme rozdeliť na blízke a vzdialené pole. Blízke pole je oveľa zložitejšie. Na obr. 8.1 (c) vidíme vykreslenú závislosť amplitúdy vo vzdialenosti  $z$  od meniča. Na grafe vidíme nehomogenitu blízkeho poľa. Nehomogenity sa tvoria aj v rovine kolmej na os  $z$ , kde maximá a minimá vytvárajú kruhové prstence. Blízke pole je od vzdialeného poľa oddelené bodom posledného maxima. Veľkosť blízkeho poľa a zároveň polohu posledného maxima vieme určiť zo vzťahu:

$$L = \frac{a^2}{\lambda}, \quad (8.1)$$

kde  $a$  je polomer a  $\lambda$  je vlnová dĺžka.

Na obr. 8.1 (b) je zobrazené skutočné rozloženie amplitúdy tlaku v rámci lúča zo zdroja rovinného disku. V blízkom poli nie je amplitúda tlaku vlny všade konštantná, ale vykazuje veľa vrcholov a priehlbin. Ak je zdroj kruhový, zmeny tlaku majú kruhovú symetriu. To znamená, že vrcholy a priehlby sú centrované na osi lúča vo forme kruhov.



Obr. 8.1: (a) Ultrazvukové pole kruhového meniča. (b) Rozloženie ultrazvukovej energie v rezov blízkeho a vzdialeného poľa. (c) Amplitúda tlaku ultrazvukového zväzku.

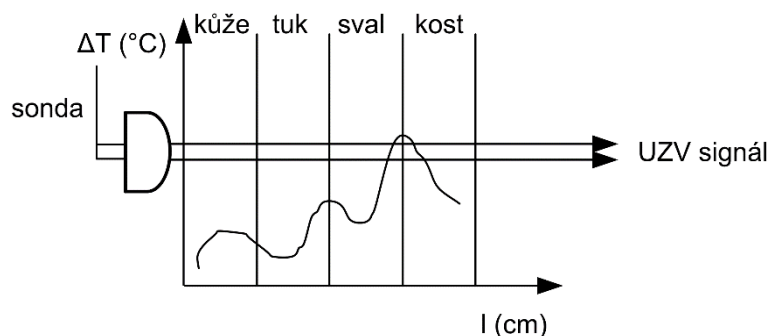
Intenzita pozdĺž osi zväzku vo vzdialenom poli klesá približne podľa zákona závislosti na štvorci ( $1/z^2$ ). Divergentnosť zväzku vo vzdialenom poli vypočítame pomocou vzorca:

$$\sin \theta = 0,61 \left( \frac{\lambda}{a} \right). \quad (8.2)$$

Ak je plocha hlavice  $a$  podobnej veľkosti ako vlnová dĺžka  $\lambda$ , blízke pole je krátke a zväzok sa vo vzdialenom poli rýchlo diverguje. Naopak, keď je  $a$  v porovnaní s  $\lambda$  veľké, blízke pole je dlhé a divergencia zväzku vo vzdialenom poli je malá. Zvýšenie frekvencie nám dovoľuje znížiť priemer zdroja a šírku zväzku a bude zachovaný tvar zväzku (nízka divergencia vo vzdialenom poli). Tento popis zväzku kruhového zdroja sa vzťahuje na hlavný lalok zväzku. Uhol divergencie  $\theta$  definuje hranu hlavného laloku vo vzdialenom poli. Pri vzrastajúcich uhloch sa k hlavnému laloku vytvárajú alternatívne maximá a minimá ako môžeme vidieť na obr. 2.4 (b). Oblasti obsahujúce tieto maximá sa označujú ako postranné laloky. Bočné laloky sú slabšie ako hlavný lalok, ale môžu vyvolať výrazné ozveny ak dopadajú na silne odrážajúci cieľ priľahlý k hlavnému laloku. Spôsobuje tak akustické šumy v obraze. Výrobcovia sa preto snažia postranné laloky minimalizovať.

### 8.5.3 Tepelné účinky

Lokálne zvýšenie teploty v tkanivách chápeme ako dôsledok absorpcie ultrazvukovej energie, niekedy ako následok impedančných väzieb. K najväčšiemu ohrevu dochádza na rozhraní tkanív s rôznymi akustickými impedanciami. Ich rozdiel určuje veľkosť ohrevu.



Obr. 8.2: Ohrev tkaniva ultrazvukom.

Absorpcia ultrazvuku v tkanivách je závislá od frekvencie, kinetickej viskozity a termoregulačného mechanizmu kože, ktorý prúdením zabezpečuje prevod tepla do ostatných tkanív. Podstatnú úlohu zohráva krvný obeh.

### 8.5.4 Princíp činnosti

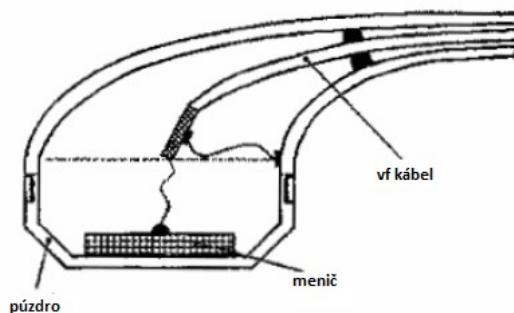
Pri prechode ultrazvuku živými tkanivami dochádza k premene akustickej energie. Časť energie sa mení na teplo. Vznik tepla je závislý od intenzity ultrazvuku a od jeho absorpcii (tj. šírenia prostredím). Čím horšie sa ultrazvuk šíri prostredím, tým väčšie teplo vzniká absorpciou. Optimálna hĺbka s frekvenciou 1 MHz pre mechanické pôsobenie ultrazvuku je 8 cm a pre tepelné účinky asi 5 cm. Rozhodujúcim terapeutickým parametrom je intenzita ultrazvuku.

Okrem intenzity ultrazvuku sú pre nás, z technického hľadiska, dôležitými parametrami: pracovná frekvencia, použitá UZ hlavica, konštrukčné riešenie vlastného prístroja, druh prevádzky, veľkosť dávky a ich kontrola.

Výkon vysokofrekvenčného generátoru privádzaného na ultrazukový menič je určený požadovanou hodnotou aplikovanej intenzity, veľkosťou ultrazukového meniča a účinnosťou výbrusu. Hodnoty **intenzity ultrazvuku** sa v terapii pohybujú v rozsahu 0,05 – 3 W/cm<sup>2</sup> a plocha meničov do 10 cm<sup>2</sup>.

Hodnota **pracovnej frekvencie** je závislá od odboru aplikácie a od požadovanej hĺbky expozície. Na hodnotenie účinku použitej frekvencie sa používa veľkosť tzv. polovičnej hĺbky prieniku. Polovičná hĺbka prieniku je hĺbka v tkanive, v ktorom má intenzita ultrazvuku v porovnaní s intenzitou na povrchu tkaniva polovičnú hodnotu.

**Ultrazuková hlavica** (obr. 8.3) sa skladá z puzdra, vf kábla a meniča. Konštrukčne je menič riešený ako kovové puzdro, do ktorého je vložený piezokeramický výbrus. Priemery použitých meničov sa pohybujú v rozmedzí 10 – 30 mm, krycia vrstva musí mať rezonančnú hrúbku. Zadná strana vodičov býva na rozdiel od diagnostických ultrazukov (tlmené podložkou) tlmená vzduchom. Puzdro hlavice je hermeticky uzatvorené pre možné subakválne aplikácie.



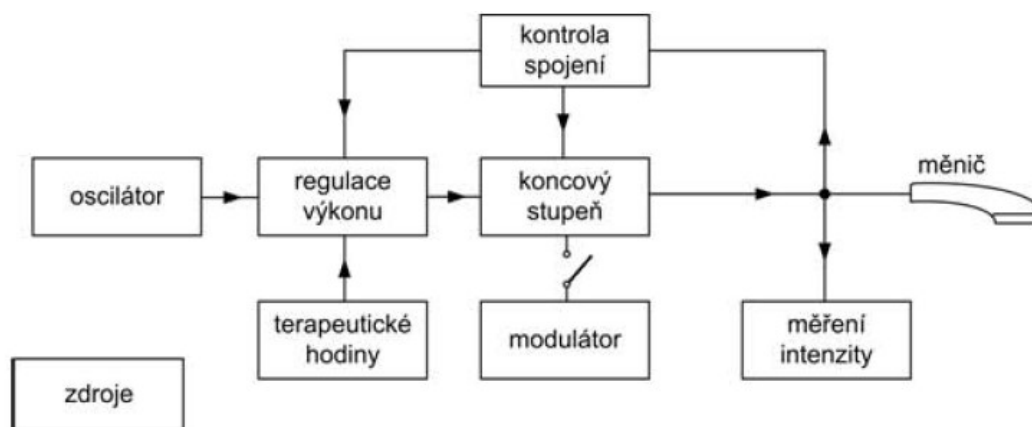
Obr. 8.3: Rez ultrazukovou hlavicom.

**Konštrukčné riešenie** (obr. 8.4) terapeutického zariadenia je závislé na požiadavkách užívateľa. Napájanie je väčšinou zo siete cez oddeľovací transformátor. Pre komfort či už užívateľa alebo pacienta sa terapeutické prístroje môžu líšiť veľkosťou, objemom, počtom hlavíc, prídavnými zariadeniami a pod. Ultrazvukový terapeutický prístroj sa skladá z dvoch hlavných častí:

- generátoru vysokofrekvenčných elektrických impulzov a
- aplikačnej hlavice.

Generátorom je oscilátor s koncovým stupňom, ktorého výstupný obvod je impedančne prispôsobený impedancii ultrazvukového meniča s pripojeným káblom. Aplikačná hlavica obsahuje vlastný zdroj ultrazvukového vlnenia – elektroakustický menič, ktorý najčastejšie pracuje na piezoelektrickom princípe. Aktívna plocha hlavice sa u jednotlivých typov prístrojov pohybuje v rozmedzí 1 – 10 cm<sup>2</sup>.

Veľký význam má aj **prevádzkový režim** generátora. Rozlišujeme impulzný a kontinuálny režim. Aplikácia impulzného režimu je šetrnejšia nakoľko sa tepelné a chemické účinky lokálne oslabujú. Výrazne sa uplatňuje mechanická zložka ultrazvukových vln s účinkom na nervový systém. Táto aplikácia nezvyšuje miestnu teplotu, a preto je vhodná pri zápaloch. Pri kontinuálnom režime sa uplatňuje lokálny tepelný a mechanický účinok ultrazvuku.



Obr. 8.4: Bloková schéma zapojenia terapeutického prístroja.

**Terapeutická dávka** je veľkosť intenzity ultrazvuku po dobu jeho aplikácie. Pri impulznom režime sa používajú dávky 4 – 8-krát vyššie. V liečebnej praxi sa za maximálnu dávku považuje 3 W/cm<sup>2</sup>, avšak pri biologických pokusoch je hranica ďaleko prekročená.

### 8.5.5 Spôsob aplikácie

Terapeutické aplikácie vyžadujú aby exponované cieľové tkanivo podliehalo reverzibilnej alebo nereverzibilnej zmene v závislosti od cieľa liečby. Terapeutický ultrazvuk sa obyčajne dodáva ako kontinuálna alebo pulzná vlna. Pulzný režim sa volí, keď chceme udržať tepelný efekt na minime. Na liečbu ultrazvukom sa používajú frekvencie nižšie ako v diagnostike, medzi 800 – 1000 kHz, čo sú frekvencie nižšie ako v diagnostike. Frekvenciu volíme v závislosti na aplikácii. Čím väčšia je použitá frekvencia, tým menšia je hĺbka dosahu ultrazvukovej vlny. Z toho dôvodu sa pre hĺbkovú terapiu používajú frekvencie v rozmedzí 1 až 3 MHz. Intenzita, rozhodujúci parameter pre terapeutický efekt, sa pohybuje od 0,7 do 3 W · cm<sup>-2</sup> na povrchu tela. Volíme ju podľa veľkosti aplikačnej plochy. Liečba trvá 2 – 5 minút. Pri aplikáciách sa nemá zvyšovať intenzita ultrazvuku na úkor ozvučovania. Počet dávok v sérii má byť 5 – 15.

Hlavným mechanizmom terapeutického účinku je vysokofrekvenčná mikromasáž ozvučovaných tkanív. Doplňkovými mechanizmami spojenými s absorpciou akustickej energie je ohrev tkaniva a fyzikálno-chemické zmeny. Ohrev tkaniva vyvoláva jej prekrvenie (hypertemiu). Fyzikálno-

chemické zmeny sú spojené so vznikom chemicky aktívnych látok, vedúcich k zvýšeniu lokálneho metabolizmu.

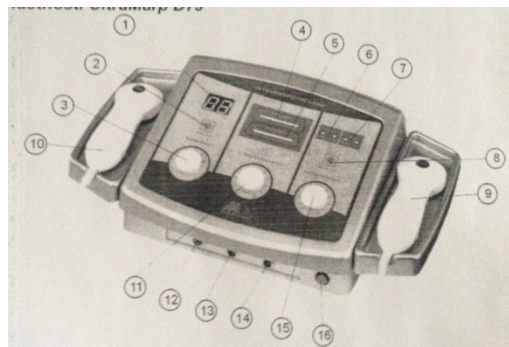
Aby sme zaistili prenos ultrazvukového vlnenia do tkaniva je nutná dobrá akustická väzba medzi aplikačnou hlaviceou a kožou. Dobrá väzba je zaistená vrstvou vhodného väzobného prostredia, ktorým je olej alebo gél pri lokálnej aplikácii. Tkanivá pri ktorých nedokážeme pomocou gélu/oleja zabezpečiť dobrú akustickú väzbu sa ako väzobné prostredie používa voda vo vodnom kúpeli. Pre aplikácie s vysokým výkonom je dôležité, aby sa väzobné prostredie odplynilo čím zabránime výskytu kavitácie.

### 8.5.6 Ultrazvukové terapeutické prístroje používané v laboratóriu

Terapeutický ultrazvukový prístroj UltraMARP D79 a UltraMARP D89 sú jednoduché a veľmi ľahko použiteľné prístroje určené na ultrazvukovú terapiu. Prístroje umožňujú vykonávať terapiu s frekvenciou 1 a 3 MHz a intenzitou od 0 po 3 W/cm<sup>2</sup>.

Užívateľské rozhranie UltraMARP D79 (obr. 8.5):

1. Digitálny displej pre čas
2. Tlačidlo pre výber času
3. Výber voľby pre nízku frekvenciu
4. LED výstupné indikátory pre ultrazvukové intenzity
5. LED výstupné indikátory pre nízkofrekvenčné intenzity
6. Displej pre programy – 1 MHz pulzný pomer 1:2
7. Displej pre programy – 3 MHz pulzný pomer 1:2
8. Tlačidlo pre výber programu
9. Ultrazvukový aplikátor (3 MHz)
10. Ultrazvukový aplikátor (1 MHz)
11. Intenzita kontrolór (nízke frekvencie)
12. Výstup pre elektródu
13. Výstup pre aplikátor 1 MHz
14. Výstup pre aplikátor 3 MHz
15. Intenzita kontrolór (ultrazvuk)
16. Vypínač



Obr. 8.5: Užívateľské rozhranie UltraMARP D79.

Užívateľské rozhranie UltraMARP D89 (obr. 8.6):

1. LCD
2. ESC tlačidlo pre zrušenie
3. HELP tlačidlo pre každú akciu v chode
4. Tlačidlo pre nastavenie hodnôt
5. Tlačidlo ENTER pre potvrdenie
6. STOP tlačidlo
7. Pamäťová karta
8. Výstup pre aplikátor



Obr. 8.6: Užívateľské rozhranie UltraMARP D89.

### 8.5.7 Termovízna kamera FLIR E50

Termografia je neinvazívna metóda, ktorá podáva informáciu o rozložení teploty skúmaného povrchu. Bezkontaktná termografia je založená na detekcii infračerveného žiarenia, vyžarovaného povrchom tela. Detekuje stredné (1400 – 3000 nm) a dlhovlnné (3000 nm – 1 mm) infračervené žiarenie vyžarujúce zo všetkých objektov s teplotou vyššou ako absolútna nula 0 K (-273,15 °C).

Teplotu agarového fantómu sme snímali termovíznou kamerou FLIR E50 (obr. 6.1). Termovízna kamera funguje na princípe snímania infračerveného žiarenia vyžarovaného snímaným objektom. Spektrálny rozsah je 7,5 – 13 µm. Termovízna kamera je vybavená nechladeným mikrobolometrickým detektorom. Minimálna vzdialenosť zaostrenia je 0,4 m. Zaostrovanie je manuálne. Displej má dotykovú obrazovku veľkú 3,5 palcov. Teplotný rozsah meria v rozmedzí -20 °C až +120 °C s presnosťou  $\pm 2$  °C.

Užívateľské rozhranie termovíznej kamery FLIR E50:

Obr. 8.7A:

1. Kryt pre
  - USB-A konektor
  - USB mini-B konektor
  - Napájací konektor
2. Tlačidlo snímania
3. Úchyt statívu
4. Fokusačný prstenec
5. Infračervená šošovka

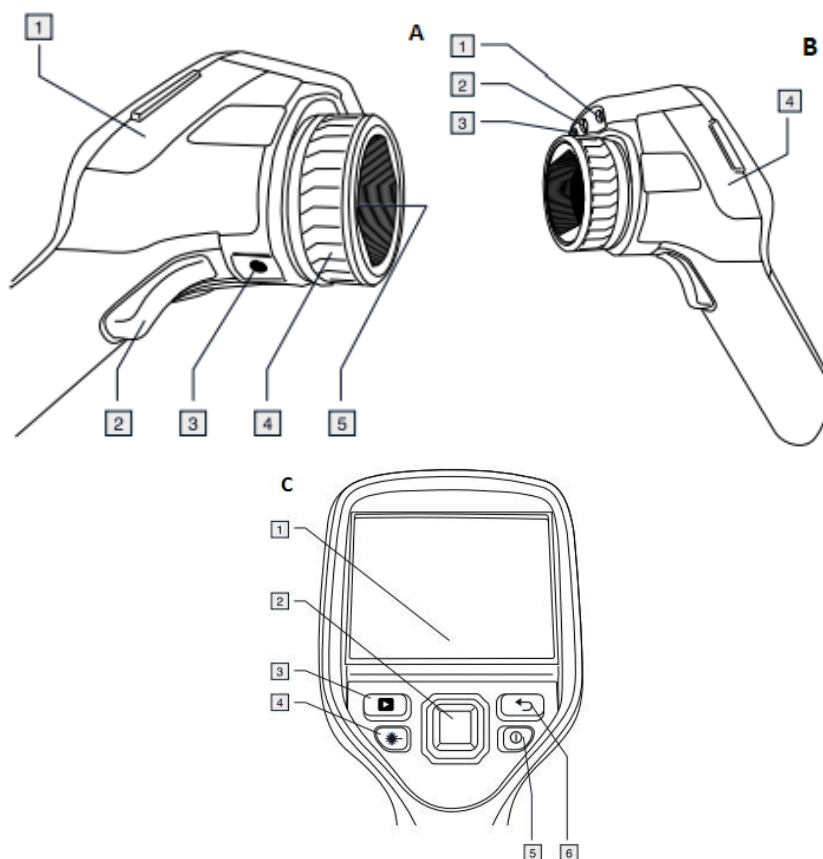
Obr. 8.7B:

1. Ukazovateľ laseru
2. Blesk pre digitálny fotoaparát
3. Digitálny fotoaparát
4. Kryt pre
  - Konektor pre video
  - Pamäťová karta

Obr. 8.7C:

1. Dotykový LCD
2. Navigačný blok so stredovým tlačidlom
3. Galéria snímok
4. Tlačidlo zapnutia/ vypnutia ukazovateľa laseru
5. Tlačidlo vypnúť/ zapnúť
6. Tlačidlo návratu





Obr. 8.7: Užívateľské rozhranie termovíznej kamery FLIR E50.

## 8.6 PRACOVNÝ POSTUP

### 8.6.1 Postup k bodu č.1 zadania

Preštudujte si priložený návod na obsluhu terapeutického ultrazvukového prístroja UltraMARP D79 a UltraMARP D89. Zoznámte sa so základnými funkciami a ovládaním prístroja.

Do protokolu uveďte:

- porovnanie technických parametrov prístrojov,
- príslušenstvo,
- fotku s popisom častí a ovládacích prvkov prístrojov.

Pre ďalšie meranie v protokole si vyberte jeden prístroj, s ktorým budete v laboratórnej úlohe pokračovať.

### 8.6.2 Postup k bodu č.2 zadania

1. Kadičku naplňte vodou do výšky 1 cm od okraja.
2. Na hladinu nasypťte trochu potravinárskeho farbiva.
3. Zapnite ultrazvukový terapeutický prístroj na ľubovoľnú intenzitu a priložte hlavicu na hladinu vody.
4. Sledujte pohyb farbiva v kadičke.

Do protokolu uveďte:

- správanie farbiva po pôsobení ultrazvukovým terapeutickým prístrojom.



### 8.6.3 Postup k bodu č.3 zadania

1. Vypočítajte dĺžku blízkeho poľa pre ultrazvukovú hlavicu s frekvenciou 1 MHz podľa vzorca uvedeného v teoretickej časti. Dajte pozor na premennú  $a$ , ktorá predstavuje polomer. V technickej špecifikácii sa uvádza hodnota plochy. Je nutné prepočítať polomer podľa vzorca  $S=\pi r^2$ .
2. Rovnaký postup opakujte pre ultrazvukovú hlavicu s frekvenciou 3 MHz.

Do protokolu uveďte:

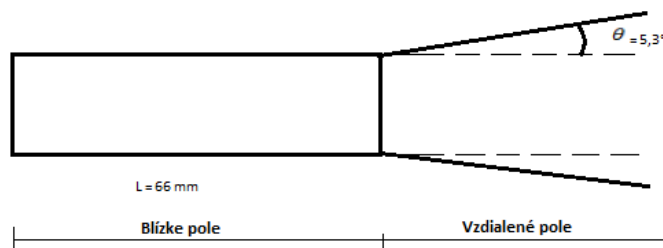
- celý výpočet.

### 8.6.4 Postup k bodu č.4 zadania

1. Vypočítajte divergenciu ultrazvukového paprsku pre ultrazvukovú hlavicu s frekvenciou 1 MHz. Vzorec je uvedený v teoretickej časti.
2. Rovnaký postup opakujte pre ultrazvukovú hlavicu s frekvenciou 3 MHz.

Do protokolu uveďte:

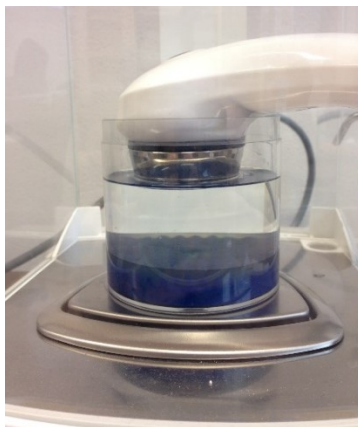
- celý výpočet,
- Zakreslite vzdialenosť blízkeho poľa a divergenciu ultrazvukového paprsku ako je to načrtnuté v obr. 8.8.



Obr. 8.8: Náčrt ultrazvukového paprsku.

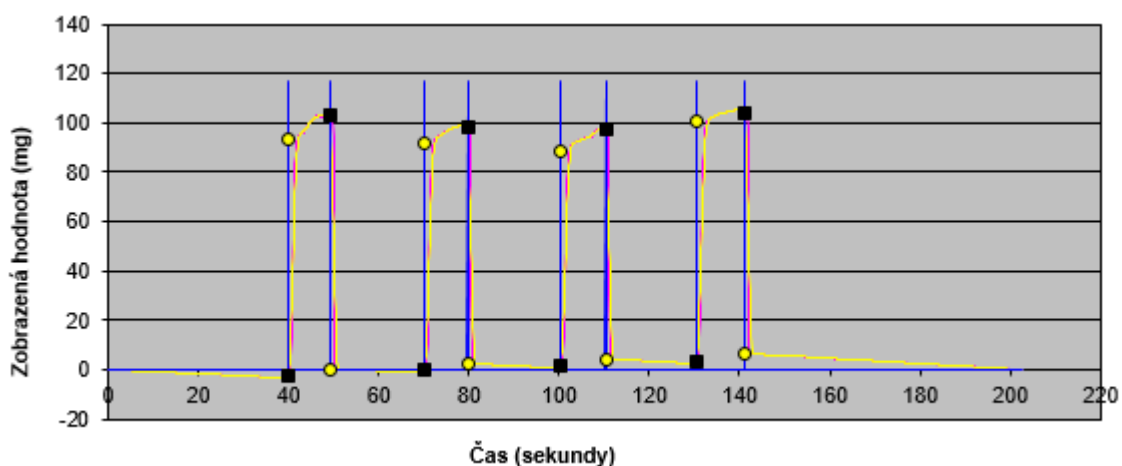
### 8.6.5 Postup k bodu č.5 zadania

1. Na váhu položte nádobu s priemerom 7,5 cm. Do nádoby vložte absorbér.
2. Nádobu naplňte vodou tak, aby bola ponorená len aplikačná plocha hlavice a zároveň, aby sa hlavica nedotýkala nádoby (obr. 8.9).



Obr. 8.9: Ponorenie ultrazvukovej hlavice v nádobe na váhach.

3. Na ultrazvukovom terapeutickom prístroji nastavte ľubovoľnú intenzitu.
4. Ultrazvukový prístroj vždy zapnite len na 10 sekúnd. Dávajte pozor, aby ste ho nenechali zapnutý dlhšiu dobu. Môže dôjsť k zničeniu absorbéru.
5. Zapnite stopky. V 40. sekunde zapnite ultrazvukový prístroj a zapíšte si hmotnosť. Ďalšiu hmotnosť si zapíšte v 50. sekunde a následne prístroj vypnite.
6. Prístroj opäť zapnite v 70. a vypnite v 80. sekunde.
7. Opakujete pre čas 100 sekúnd (zapnutie) a 110 sekúnd (vypnutie). A následne pre 130 sekúnd (zapnutie) a 140 sekúnd (vypnutie).
8. Namerané hodnoty vykreslite do grafu podľa obr. 8.10.



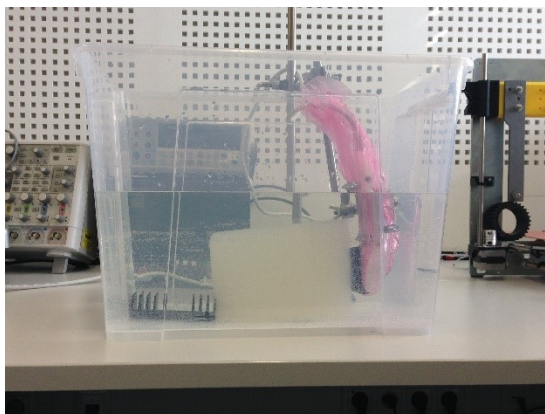
Obr. 8.10: Závislosť hmotnosti vyžiarenej energie ultrazvukovou hlaviceou na čase.

Do protokolu uveďte:

- graf závislosti hmotnosti vyžiarenej energie na čase.

### 8.6.6 Postup k bodu č.6 zadania

1. Pripravte vodný kúpeľ. Plastovú nádobu s rozmerom 39 x 28 x 28 cm naplňte vodou tak, aby aplikačná plocha hlavice v stojane bola ponorená. Predtým ako hlavicu ponoríte do vody skontrolujte či obal hlavice nie je poškodený (praskliny, odhalené skrutky). Do vodného kúpeľa ponorte aj agarový fantóm tak, aby sa dotýkal aplikačnej hlavice (obr. 8.11).



Obr. 8.11: Umiestnenie hlavice a agarového fantómu vo vodnom kúpeli.

2. V celej laboratórnej úlohe budeme používať kontinuálny režim. Nastavte intenzitu terapeutického prístroja na  $0,5 \text{ W/cm}^2$ , dobu ozvučovania na 20 minút.

- Po ukončení terapie vyberte agarový fantóm z kúpeľa a pomocou termovíznej kamery nasnímajte povrchovú teplotu agarového fantómu na ploche, kde bola priložená ultrazvuková hlavica.
- Následne fantóm rozrežte po osi ozvučovania, priložte pravítko a pomocou funkcie „picture in picture“ nasnímajte teplotu agarového fantómu v reze. Do tab. 8.1 zapíšte namerané hodnoty.

Tab. 8.1: Merané hodnoty pre rôzne intenzity a dobu pôsobenia ultrazvukovým terapeutickým prístrojom.

	Doba ozvučovania	Hĺbka prehriatia	Maximálna teplota	Maximálna teplota hlavice
0,5 W/cm <sup>2</sup>	20 min			
1 W/cm <sup>2</sup>	10 min			
2 W/cm <sup>2</sup>	5 min			

- Odmerajte teplotu ultrazvukovej samotnej hlavice v „tmavej komore“ vyrobenej z kartónovej krabice. Hodnotu zapíšte do tabuľky.
- Krok 2 až 5 opakujte pre intenzitu 1 W/cm<sup>2</sup> a 2 W/cm<sup>2</sup> s dobou ozvučovania uvedenou v tab. 8.1.

Do protokolu uveďte:

- tabuľku s nameranými hodnotami,
- snímky z termovíznej kamery.

### 8.6.7 Postup k bodu č.7 zadania

- Intenzitu nastavte na 1 W/cm<sup>2</sup> a dobu ozvučovania na 10 minút. Nastavte frekvenciu na 3 MHz a ozvučujte agarový fantóm vo vodnom kúpeli.
- Po uplynutí terapie fantóm vyberte a rozrežte v smere ozvučovania rovnako ako v postupe k bodu č.6 zadania. Rovnako ho nasnímajte termovíznou kamerou pomocou funkcie „picture in picture“.
- Hĺbku prehriatia zapíšte do tab. 8.2.
- Hĺbku prehriatia pre 1 MHz hlavice merať nemusíme nakoľko sme ich namerali v predchádzajúcom zadaní. Hodnotu prepíše do tab. 8.2.

Tab. 8.2: Merané hodnoty pre ultrazvukové hlavice s frekvenciou 1 a 3 MHz.

	Doba ozvučovania	Hĺbka prehriatia
1 MHz	10 min	
3 MHz	10 min	

Do protokolu uveďte:

- tabuľku s nameranými hodnotami,
- snímky z termovíznej kamery.

## 8.7 VÝSLEDKY

- Namerané dáta zo zadania č. 5 vykreslite do grafu ako závislosť hmotnosti na čase.
- Porovnajte výsledky vypočítané v zadaní č. 3 s hĺbkou prehriatia v zadaní č. 7.

## **8.8 KONTROLNÉ OTÁZKY**

1. Aký je rozdiel medzi blízkym a vzdialeným poľom ultrazvukového paprsku?
2. Aký je rozdiel v terapii pri používaní kontinuálneho a pulzného režimu?
3. Z čoho sa skladá ultrazvuková hlavica? Aký je hlavný rozdiel medzi puzdrom diagnostickej a terapeutickej ultrazvukovej sondy/hlavice?
4. Čo je terapeutická dávka? Aká maximálna dávka sa používa v praxi?
5. Napíšte aspoň 5 rôznych využití terapeutického ultrazvuku.
6. Prečo dochádza k ohrevu tkaniva pri aplikácii ultrazvuku?
7. Kde dochádza k najväčšiemu ohrevu tkaniva?
8. Oplyvňuje teplota aplikačnej hlavice povrchovú teplotu agarového fantómu?
9. Aká teplotná zmena nastala pri rôznych intenzitách?
10. Ako sa zmenila hĺbka prehriatia ozvučovaného agarového fantómu pri zmene frekvencii?

## 9 ZÁVER

V práci sme sa zamerali na overenie účinkov ultrazvuku na ľudské tkanivo. Hlavným cieľom bolo otestovať teoretické poznatky na modely agarového fantómu. V teoretickej časti boli objasnené základné fyzikálne princípy ultrazvuku. Rozobrali sme ultrazvukové pole, na základe ktorého sme si vedeli predstaviť ako bude vyzeráť blízke a vzdialené pole ultrazvuku. Analyzovali sme účinky ultrazvuku na ľudské tkanivo a rozhodli sme sa zobrazit' tepelné účinky pomocou termovíznej kamery.

Praktická časť sa skladá z 3 typov meraní. Ako prvé sme merali vyžiarený výkon ultrazvukovej hlavice na váhach radiačných síl. Pri tomto meraní sme sa držali normy IEC 61161. Zistili sme, že 3 zo 4 ultrazvukových hlavíc, ktoré sme mali k dispozícii, nefungujú. Ostatné merania preto prebehli s 1 MHz ultrazvukovou hlavicom terapeutického prístroja UltraMARP D79. Pomocou ihlového hydrofónu v testovacej vani sme merali vyžarovaciu charakteristiku. Ultrazvuková hlavica kruhového meniča by mala vykazovať kruhovú symetriu. Planárne skeny v rôznych vzdialenostiach od čela hlavice nevykazujú kruhovú symetriu. Pripomínajú skôr oválny tvar. Vďaka nameraným hodnotám sme boli schopný vypočítať efektívnu radiačnú plochu. Výpočtom sme zistili, že plocha by mala mať 1, 706 cm<sup>2</sup> avšak technická dokumentácia prístroja uvádza hodnotu 9 cm<sup>2</sup>. Rovnako dopadol aj výpočet nehomogenity zväzku, ktorý vyšiel 3,343, pričom technická dokumentácia uvádza hodnotu 5. Na základe týchto výsledkov môžeme konštatovať, že ultrazvuková hlavica nefunguje tak, ako by mala. Pravdepodobne nevysiela celá plocha. V poslednom meraní sme ozvučovali agarový fantóm s intenzitou rovnakou ako pri meraní pomocou hydrofónu. Chceli sme porovnať ultrazvukové pole získané priamou (pomocou hydrofónu) a nepriamou (pomocou termovíznej kamery) metódou. Porovnanie však nebolo možné, a to z toho dôvodu, že teplotný ohrev nastal len do hĺbky maximálne 3 – 4 cm od čela hlavice v smere osi z. Agarový fantóm bol zahrievaný nielen ultrazvukovým poľom, ale aj samotnou hlavicom, ktorá sa počas ozvučovania zahrievala. Po neúspešných pokusoch docieľiť vyššiu absorpciu agarového fantómu zmenou množstva agaru vo fantóme sme zhodnotili, že chyba je pravdepodobne v ultrazvukovej hlavici.

Vzhľadom k vyššie uvedeným výsledkom nebolo možné zaistiť väčší počet vzoriek a testovať účinky ultrazvuku pre rôzne intenzity, doby pôsobenia či zmeny frekvencie.

## Zoznam použitej literatúry

- [1] KRÁLOVÁ, M. Ultrazvuk. *Techmánía Science center* [online]. [cit. 2019-04-29]. Dostupné z: <https://edu.techmania.cz/cs/encyklopedie/fyzika/akustika/ultrazvuk>
- [2] PENHAKER, Marek. *Lékařské terapeutické přístroje*. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2007. ISBN 978-80-248-1558-9.
- [3] ROZMAN, Jiří. *Elektronické přístroje v lékařství*. Praha: Academia, 2006. Česká matice technická (Academia). ISBN 80-200-1308-3.
- [4] HRAZDIRA, Ivo. *Biofyzikální základy ultrasonografie*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2011. ISBN 978-80-244-2895-6.
- [5] Ultrazvukové vlnění. *Wikiskripta* [online]. 4.1.2019 [cit. 2019-01-29]. Dostupné z: [https://www.wikiskripta.eu/w/Ultrazvukov%C3%A9\\_vln%C4%9Bn%C3%AD](https://www.wikiskripta.eu/w/Ultrazvukov%C3%A9_vln%C4%9Bn%C3%AD).
- [6] VALKOVIČOVÁ, Jiřina, Vladan BERNARD a Erik STAFFA. *Základy biofyziky pro obor fyzioterapie*. Brno: -, 2016.
- [7] HOBBIE, Russell K. *Intermediate physics for medicine and biology*. 4th ed. New York, NY: Springer, c2007. ISBN 03-873-0942-X.
- [8] PENHAKER, Marek a Martin AUGUSTYNEK. *Zdravotnické elektrické přístroje 2*. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2013. ISBN 978-80-248-3108-4.
- [9] ROSINA, Jozef. *Biofyzika: pro zdravotnické a biomedicínské obory*. Praha: Grada, 2013. ISBN 978-80-247-4237-3.
- [10] VACHUTKA, Jaromír. *Analýza vlivu poruch sondy sonografu na kvalitu diagnostické informace*. Olomouc, 2013. Dizertačná práce. Univerzita Palackého v Olomouci.
- [11] VACHUTKA, Jaromír. *Přímé a nepřímé měření parametrů ultrazvukového pole*. Brno, 2009. Diplomová práce. Masarikova univerzita.
- [12] HOSKINS, P. R., Kevin MARTIN a Abigail THRUSH. *Diagnostic ultrasound: physics and equipment*. 2nd ed. New York: Cambridge University Press, 2010. Cambridge medicine. ISBN 978-0-521-75710-2.
- [13] HRAZDIRA, Ivo a Vojtěch MORNSTEIN. *Lékařská biofyzika a přístrojová technika*. Brno: Neptun, 2001. ISBN 80-902-8961-4.
- [14] O'BRIEN, William. *Ultrasound - biophysics mechanisms: Progress in Biophysics and Molecular Biology*. Oxford: -, 2007.
- [15] TER HAAR, Gail. *Therapeutic ultrasound*. European Journal of Ultrasound, 1990.
- [16] SUMMER, W. a Margaret K. PATRICK. *Ultrasonic therapy: a textbook for physiotherapists*. New York: Elsevier, 1964.
- [17] FIELD, S.B. a N.M. BLEEHEN. *Hypertermia in the treatment of cancer*. Londýn: Academic Press, 1979.

- [18] *Návod k obsluze: Série UltraMARP D89*. Frýdek-Místek, Chironax Frýdek-Místek s.r.o..
- [19] *Návod k obsluze: Série UltraMARP D79*. Frýdek-Místek, Chironax Frýdek-Místek s.r.o..
- [20] IEC 61161. *Ultrasonic - Power Measurement: Radiation force balances and performance requirements*. 3.0, 2013.
- [21] IEC 61689. *Ultrasonic . Physiotherapy systems: Field specifications and methods of measurement in the frequency range 0,5 MHz to 5 MHz*. 3.0. 2013.
- [22] TATTERSALL, Glenn J. *Infrared thermography: A non-invasive window into thermal physiology*. 2016, **202**, 78-98. DOI: 10.1016/j.cbpa.2016.02.022. ISSN 10956433. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1095643316300435>
- [23] *User's manual FLIR Exx series*. FLIR systems, 2016.